

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2005年8月25日 (25.08.2005)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2005/077278 A1

(51) 国際特許分類⁷:

A61B 6/03

(21) 国際出願番号:

PCT/JP2005/002264

(22) 国際出願日: 2005年2月15日 (15.02.2005)

(25) 国際出願の言語:

日本語

(26) 国際公開の言語:

日本語

(30) 優先権データ:

特願2004-038833 2004年2月16日 (16.02.2004) JP

(71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 後藤 大雅

(GOTO, Taiga) [JP/JP]; 〒2770813 千葉県柏市大室257-27-105 Chiba (JP). 宮崎 靖 (MIYAZAKI, Osamu) [JP/JP]; 〒3020102 茨城県守谷市松前台6-12-6 Ibaraki (JP). 廣川 浩一 (HIROKAWA, Koichi) [JP/JP]; 〒2770825 千葉県柏市布施868-7 Chiba (JP).

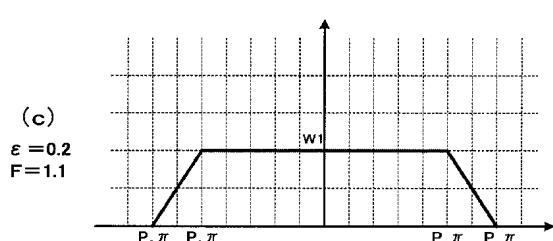
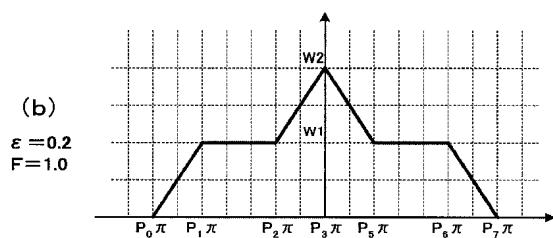
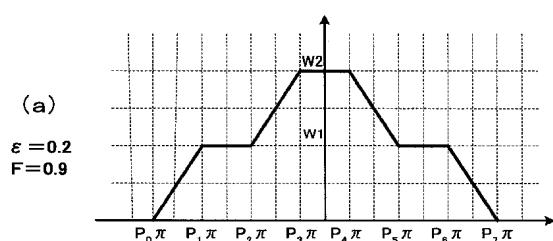
(74) 代理人: 多田 公子, 外 (TADA, Kimiko et al.); 〒1000013 東京都千代田区霞が関3丁目6番15号グローリアビル9F Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE,

/ 続葉有 /

(54) Title: TOMOGRAPH RECONSTRUCTION METHOD AND TOMOGRAPH

(54) 発明の名称: 断層撮影像の再構成方法及び断層撮影装置



(57) **Abstract:** A weight function is created according to an arbitrary bio-movement correction range set by a user and an inverse projection phase width (width in the view direction used for reconstruction) by considering the degree of the bio-movement and redundancy. By using this weight function, an image reconstruction is performed. The bio-movement correction range is set as a correction angle width index ε expressing the width guaranteed as a slope portion of the weight function. The inverse projection phase width (data width) is decided by considering the data redundancy, SN, time width (time resolution) contributing to the image. By deciding the weight according to these two parameters, it is possible to apply reconstruction of projection data of all the scan ranges in the reconstruction of the tomogram and prevent lowering of the data contribution ratio as well as reduce the bio-movement artifact, thereby obtaining a high-quality image.

(57) **要約:** 体動の程度や冗長性などを考慮してユーザーが設定する任意の体動補正範囲及び逆投影位相幅(再構成に使用するビュー方向の幅)に基づき重み関数を作成し、この重み関数を用いて画像再構成を行うものである。体動補正範囲は、重み関数のスロープ部として保障される幅を表現する補正角度幅インデックス ε として設定される。逆投影位相幅(データ幅)は、データの冗長性やSN、画像に寄与する時間幅(時間分解能)を考慮して決められる。これら二つのパラメータに基き重みを決定することにより、断層像の再構成において、すべてのスキャン範囲の投影データの再構成に適用することができ、データの寄与率の低下を防止し、しかも体動アーチファクトを低減し高品質の画像を得ることができる。

WO 2005/077278 A1



SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ヨーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR),

添付公開書類:
— 國際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

明 細 書

断層撮影像の再構成方法及び断層撮影装置

技術分野

[0001] 本発明は、ファンビームやコーンビームを用いたコンピュータ断層撮影装置(以下、CT装置という)において投影データから断層撮影像を再構成する方法に係り、特に π [rad]以上の逆投影位相幅の投影データから断層撮影像を再構成する方法とそれを実現するCT装置に関する。

背景技術

[0002] X線CT装置は、X線源から照射され、被検体を透過したX線をX線源に対向する位置に配置されたX線検出器で受光し投影データを取得する。この際、被検体を中心にして対向するX線源及び検出器を、周回軸を中心に周回させてX線源及び検出器の異なる回転角度(位相)における投影データを収集する。この投影データを再構成することで被検体の内部を非破壊的に画像化する。

[0003] このようなX線CT装置には、検出素子が一次元(線)状に配置された単一列検出器を用いたX線CT装置と、検出素子が2次元に配列された多列検出器を用いたX線CT装置とがある。

[0004] 最もシンプルなX線CT装置における撮影方式は、X線源及び検出器を、周回軸を中心 2π の範囲で周回させて撮影するノーマルスキャン方式であり、このノーマルスキャン方式によって得られる投影データのスキャン範囲は 2π [rad]である。

[0005] 一方、上述したファンビーム或いはコーンビームはX線源から周回軸へ向かう中心ビームを中心として広がりを有しているため、X線源及び検出器が1回転する間には、X線源から検出器に向かう1本のビームを考えたとき、同じ投影データ(線積分)が二度計測されることになる。X線被曝を低減するためには、このようなデータの冗長性は小さいほうがよく、スキャン範囲を 2π 以下とする撮影方式も採用される。図14(a)、(b)に示すようにX線源の位置と一つの検出素子との位置が入れ替わったときのビームは等価であり、図14(c)に示すようにファンビームの最大ファン角度を $2\gamma m$ とすると、X線源が $\pi + 2\gamma m$ 移動した時点で、画像再構成に必要なすべてのビームの投

影データが計測できることになる。即ち、この範囲が最小スキャン範囲である。

[0006] しかしこのようなスキャン範囲 $\pi + 2\gamma m$ から得られる投影データに対して、スキャン範囲 2π の場合と同様に再構成すると、画像が歪み画質が劣化する。これは画素毎に逆投影可能なデータの位相範囲がなることが原因である。即ち、例えば図15に示すように、画素p1では画素p1を中心に π 以上の位相範囲のデータが再構成に使用されたことになるが、画素p2では画素p2を中心に π 以下の位相範囲のデータしか使用されていないことになる。

[0007] これは画素によって投影データの冗長性が異なることを意味する。このことを、横軸をファン角(中心ビームと各ビームがなす角度) γ 、縦軸を周回位相角 β として投影データを表したサイノグラムで示すと、図16に示すようになる。すなわち、図16は最小完全データセットを示すサイノグラムであり、この上下に斜線で示す三角の2つの領域が互いに冗長となるデータである。

上述のような冗長なデータに関する問題を解決する方法として、例えば下記の文献1には投影データの所定の領域に重みを与えることが提案されている。

特許文献1:特開2001-299738号公報

[0008] 一般に、ファンビーム用の重み関数 w では式(1)を、またパラレルビーム用の重み関数 w では式(2)を満たすことが要求される。

[数1]

$$\sum_{n=0}^{\infty} \{w(\beta + 2\pi n, \gamma) + w(\pi + \beta + 2\gamma + 2\pi n, -\gamma)\} = 1 \quad (1)$$

$$\sum_{n=0}^{\infty} \{w(\beta + 2\pi n) + w(\pi + \beta + 2\pi n)\} = 1 \quad (2)$$

しかし、この重み関数は、最小完全データセット(スキャン範囲 $\pi + 2\gamma m$)或いはフルスキャンデータセット(スキャン範囲 2π)からの再構成に適用することができるが、スキャン範囲がその中間にあるデータセットからの再構成には適用できない。これに対し、文献1には、中間的なデータセットに適用される重み関数が提案されている。ここでは、図17に示すように、実際の物理的な最大ファン角度に依存しない仮想ファン

角度 Γ を設定し、使用することによって $\pi + 2\gamma m$ から 2π までのスキャン範囲の投影データからの再構成を実現している。

[0009] しかしながら、これら従来提案された重み関数は、 2π を超えるスキャン範囲には適用できない。 2π を超えるスキャン範囲のデータには異なる重み関数を適用することになり、スキャン範囲 2π を境に使用する重み関数が異なることとなり、 2π より狭いスキャン範囲で再構成した結果と 2π より広い範囲から再構成した結果とではノイズの量やアーチファクト強度など画質が異なることになる。

また図17に示した仮想サイノグラム上で、2つの三角形領域に対して周回位相方向に異なる重みが与えられる場合、重み関数の形状は位相方向に台形、三角形あるいはそれらを非線形に変形した形状となり、スキャン範囲が 2π に近づくにつれ、台形から三角形に近づくことになる。これはスキャン範囲 2π に近づくほど重み係数が1以下となる領域が増えることになり、すべての重み係数が1であるスキャン範囲 2π の場合と比較してデータ寄与率が大きく低下し、ノイズの顕著な増加(即ちSNRの低下)をもたらしうる。

[0010] また一般的な問題として、画像ノイズは再構成処理に使用される撮影データ量が多いほど低減する。言い換えると投影データ幅(逆投影位相幅)が広いほど画像ノイズは低減する。しかし広い位相範囲を得ることは図18に示すように同じ場所を冗長に撮影することを意味し計測スループット(らせんピッチ、ビームピッチ、寝台移動速度T)の低下を伴う。このように画像ノイズ量低減と撮影時間短縮はトレードオフの関係にあり、撮影目的によっては両者の関係が不適切となり得る。

[0011] 一方、体動によるデータ矛盾とそれによる画質劣化を低減するために、同一データの加算が行われる。即ち、例えばノーマルスキャンにおいて、X線源と検出器が1回転する間に被検体の動きがないならば、撮影開始時位相($\beta = 0$)と撮影終了時位相($\beta = 2\pi$)では投影データは一致する。しかし心臓の動きや血液の動きなどは完全になくすことはできないため、図19(a)～(c)に示すように、両投影データ51、52に不連続性(データ矛盾)が生じ、ストリークアーチファクト53、54などの顕著な画質劣化を生じる。この不連続性は、撮影開始時と終了時とで同一データを取得し、これらを重み付け加算することにより低減される。しかしながら重み付け加算において小さ

な重みを与えることは、データの寄与率の低下を意味しSNRの低下を伴う。このように画像ノイズ量と不連続性の補正効果はトレードオフの関係にあり、時として両者の関係が不適切となり得る。

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0012] 以上、説明したように、従来の断層撮影装置は、任意の逆投影位相幅での再構成を実現することが困難であり、逆投影位相幅 2π を境として画質の不連続性が発生し、撮影データにおける複雑さを伴わない冗長性の補正を行うことが困難であるという問題を有していた。また被検体の動きによるデータ不連続性によって画質も劣化し、画像のノイズ量を低減すると共に撮影時間を短縮するというトレードオフの関係を調整することも困難であるという問題を有していた。

[0013] 本発明は、上記従来の断層像再構成方法における種々の問題点を解決するためになされたものであり、データの寄与率の低下を防止し、SNRのよい画像を得ることができるとともに、体動アーチファクトを低減することができ、すべてのスキャン範囲の投影データの再構成に適用することができる重み関数を用いた再構成方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0014] このような目的を達成するため、本発明では、体動の程度や冗長性などを考慮して設定される任意の補正角度幅(体動補正範囲)及び逆投影位相幅(再構成に使用するビュー方向の幅)に基づき重み関数を作成し、この重み関数を用いて画像再構成を行うものである。

[0015] 即ち本発明の画像再構成方法は次のように構成される。

被対象物を挟んで対向配置された放射線源及び検出器を所定の周回軸を中心として周回させるとともに、前記放射線源から放射され被対象物を透過した透過線を検出器で検出し、検出された投影データから前記被対象物の関心領域の断層撮影像を作成する断層撮影像の再構成方法において、前記投影データの補正角度幅と逆投影位相幅に応じた重み係数を求めるステップと、前記投影データに対して前記重み係数に基づいた重み付け処理を実行して重み付けされた投影データを求めるステ

ップと、前記重み付けされた投影データを用いて断層撮影像を再構成するステップとを含む。

[0016] 本発明の再構成方法では、さらに補正角度幅及び逆投影位相幅の少なくとも一方を設定するステップと、前記補正角度幅及び前記逆投影位相幅のうち前記設定するステップで設定されなかった他方の値を設定された一方の値に基いて設定するステップを含むものとすることができる。

補正角度幅と逆投影位相幅は、例えば、補正角度幅を ϵ π 、逆投影位相幅を $2F$ π とするとき、 $0 \leq \epsilon \leq (2F-1)$ (但し、 $\epsilon \neq 2F - 2^{\text{ceil}(\log_2 F)}$) となるように設定される。以下、 ϵ を補正角度幅インデックス、 F を逆投影位相幅インデックスという。

[0017] 補正角度幅は、1組の投影データとそれに続いて計測される投影データとの間に生じる体動に起因するデータ間の不連続性を除去するとともにデータ冗長性を補正するためのもので、補正角度幅インデックス ϵ は、重み関数のスロープ部の保障幅を表現するものである。補正角度幅は、例えば投影データの端部におけるデータ不連続性を補正するための領域(以下、データ不連続領域という)の範囲に対応して設定される。或いは補正角度幅を再構成画像におけるノイズ量の大小や体動アーチファクトの大小に対応して変更してもよい。また補正角度幅を、逆投影位相幅に正比例させて増減することもできる。

逆投影位相幅(データ幅)は、データの冗長性やSN、画像に寄与する時間幅(時間分解能)を考慮して決められ、最小完全データセットのデータ幅 [$\pi +$ ファン角の最大値の2倍] 以上の任意の角度に設定することができる。

[0018] これら補正角度幅インデックス ϵ 及び逆投影位相幅インデックス F に基づき作成される重み関数は、データ不連続領域における重み(重みの係数)が、当該データ不連続領域と等価な他の領域における重みよりも小さくなるように設定され、例えば、第1のサブ重み関数と、第2のサブ重み関数を所定の位相分づらした第2のサブ重み関数とを加算して正規化したものとすることができる。

[0019] 具体的には、(1)設定された体動補正範囲と同じ大きさの冗長性補正領域を有し、即ち上述した式(1)又は(2)を満たすような一つの重み関数(第1のサブ重み関数)を求め、(2)この重み関数と同一形状の重み関数をスキャン範囲で決まる所定の位

相幅分づらして第2のサブ重み関数とし、(3)第1のサブ重み関数と第2のサブ重み関数を加算し、正規化(サブ重みゲインを乗算)することにより求められる。

サブ重み関数の一例として、上辺が $\pi - \varepsilon \pi$ で底辺が $\pi + \varepsilon \pi$ の台形の形状を有するものが挙げられる。

[0020] こうして求めた重み関数を適用した投影データは、データ間の不連続性が、補正角度幅インデックスで示されたユーザーの要求に従って補正されており、且つ冗長性による画像の歪みがないものとなる。またスキャン範囲 π 以上であれば、 2π 以下及び 2π 以上の任意の逆投影位相幅の投影データに適用でき、スキャン範囲 2π を境とする処理の不連続性の問題が解決される。

[0021] また本発明の断層撮影像の再構成方法は、さらに前記放射線源から放射されたファンビームをパラレルビームに並び替え処理するステップを含み、前記パラレルビームで再構成するための重み関数 $w(\theta)$ は、投影データ検出時の周回位相(ビューワー相)を θ としたとき、前記補正角度幅 $\varepsilon \pi$ [rad] 及び $2^{(N-1)} \leq F - \varepsilon / 2 < 2^N$ (N は0以上の整数)から得られる N を用いて、

[数2A]

```

w(θ)=0
    if [θ < P₀ π]

w(θ)=(P₇ π + θ)W₁/(ε π)
    if [P₀ π ≤ θ < P₁ π, ε > 0]

w(θ)=0
    if [P₀ π ≤ θ < P₁ π, ε = 0]

w(θ)=W₁*V₂*2/ε
    if [P₁ π ≤ θ < P₂ π, ε > 0, V₁=0]

w(θ)=((θ - P₁ π) * (W₁*4/ε) / 2 π) + W₁*V₂*2/ε
    if [P₁ π ≤ θ < P₂ π, ε > 0, V₁ ≠ 0]

w(θ)=W₁
    if [P₁ π ≤ θ < P₂ π, ε = 0]

w(θ)=((θ - P₃ π) * W₁/(ε π)) + W₂
    if [P₂ π ≤ θ < P₃ π, ε > 0]

w(θ)=W₂
    if [P₃ π ≤ θ < P₄ π]

w(θ)=((P₄ π - θ) * W₁/(ε π)) + W₂
    if [P₄ π ≤ θ < P₅ π, ε > 0]

w(θ)=W₁*V₂*2/ε
    if [P₅ π ≤ θ < P₆ π, ε > 0, V₁=0]

w(θ)=((P₆ π - θ) * (W₁*4/ε) / 2 π) + W₁*V₂*2/ε
    if [P₅ π ≤ θ < P₆ π, ε > 0, V₁ ≠ 0]

w(θ)=W₁
    if [P₅ π ≤ θ < P₆ π, ε = 0]

w(θ)=(P₇ π - θ)W₁/(ε π)
    if [P₆ π ≤ θ < P₇ π, ε > 0]

w(θ)=0
    if [P₆ π ≤ θ < P₇ π, ε = 0]

w(θ)=0
    if [P₇ π ≤ θ]

```

ここで、上式における各変数は

[数2B]

```

V1=  $\varepsilon$  -F+2^(N-1)           if [  $\varepsilon$  -F+2^(N-1) ) >0]
V2=  $\varepsilon$  /2-V1
M=2^N
W1=1/2^N
W2=1/2^(N-1)                  if [  $\varepsilon$  ≤0]
W2=2*W1
W2=(2*(M-F)+  $\varepsilon$  )*W1/  $\varepsilon$  +W1  if [  $\varepsilon$  >0, F < M]
AA=-F
BB=-F+  $\varepsilon$ 
CC=M-F
DD=M-F+  $\varepsilon$ 
EE=F-M-  $\varepsilon$ 
FF=F-M
GG=F-  $\varepsilon$ 
HH=F
Po=AA
P1=BB                         if [ F < M/2+  $\varepsilon$  /2]
P1=EE                         if [ M/2+  $\varepsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\varepsilon$  ]
P1=BB                         if [ M/2+  $\varepsilon$  ≤ F ]
P2=BB                         if [ M/2+  $\varepsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\varepsilon$  ]
P2=EE                         if [ M/2+  $\varepsilon$  ≤ F < M+  $\varepsilon$  /2]
P2=CC                         if [ M+  $\varepsilon$  /2 ≤ F ]
P3=FF                         if [ M/2+  $\varepsilon$  /2 ≤ F < M ]
P3=CC                         if [ M ≤ F < M+  $\varepsilon$  /2]
P3=EE                         if [ M+  $\varepsilon$  /2 ≤ F ]
P4=CC                         if [ M/2+  $\varepsilon$  /2 ≤ F < M ]
P4=FF                         if [ M ≤ F < M+  $\varepsilon$  /2]
P4=DD                         if [ M+  $\varepsilon$  /2 ≤ F ]
P5=GG                         if [ M/2+  $\varepsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\varepsilon$  ]
P5=DD                         if [ M/2+  $\varepsilon$  ≤ F < M+  $\varepsilon$  /2]
P5=FF                         if [ M+  $\varepsilon$  /2 ≤ F ]
P6=GG                         if [ F < M/2+  $\varepsilon$  /2]
P6=DD                         if [ M/2+  $\varepsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\varepsilon$  ]
P6=GG                         if [ M/2+  $\varepsilon$  ≤ F ]
P7=HH

```

の各式によって決定される。

[0022] 上述の重み関数は、次の式(4)～式(8)を用いて、式(3)で表現することができる。

[数3]

$$Wp(\theta) = G \cdot \left\{ Ws\left(\frac{\theta}{2\pi} - \theta_{c1}, \eta, \varepsilon\right) + Ws\left(\frac{\theta}{2\pi} - \theta_{c2}, \eta, \varepsilon\right) \right\} \quad (3)$$

$$Ws(\xi, \eta, \varepsilon) = \begin{cases} 0 & \text{if } |\xi| \geq \frac{(\eta + \varepsilon/2)}{2} \\ 1 & \text{if } |\xi| \geq \frac{(\eta - \varepsilon/2)}{2} \\ \frac{1}{\varepsilon/2} \cdot \left(\frac{\eta + \varepsilon/2}{2} - |\theta| \right) & \text{otherwise,} \end{cases} \quad (4)$$

$$\theta_{c1} = -\frac{2\eta + \varepsilon - F}{2} \quad (5)$$

$$\theta_{c2} = \frac{2\eta + \varepsilon - F}{2} \quad (6)$$

$$\eta = 2^{N-1} \quad (7)$$

$$G = 2^{-N} \quad (8)$$

ここでWsはパラレルビーム用のサブ重み、 θ はビュ一位相、 θ_{c1} と θ_{c2} はサブ重みの中心ビュ一位相、 η はサブ重み基準幅、Gはサブ重みゲイン、Nは $2^{(N-1)} \leq F - \varepsilon/2 < 2^N$ となる0以上の整数である。補正角度幅インデックス ε 、逆投影幅インデックスFの少なくとも一方はユーザーが入力し、その他は自動で決定される。

[0023] 或いはサブ重みを非線形化するように式(3)を修正し、非線形の重み関数とともに可能である。すなわち非線形の重み関数は、上記式(4)～式(8)及び式(9)を用いて、式(3')で表される。

[数4]

$$Wp(\theta) = G \cdot \left\{ NL\left(Ws\left(\frac{\theta}{2\pi} - \theta_{c1}, \eta, \varepsilon\right)\right) + NL\left(Ws\left(\frac{\theta}{2\pi} - \theta_{c2}, \eta, \varepsilon\right)\right) \right\} \quad (3')$$

$$NL(w) = 3w^2 - 2w^3 \quad (9)$$

[0024] ファンビームについては、ファンビームの投影位相を θ 、ファン角度を γ とする場合のファンビーム再構成用の重み関数 $w(\theta, \gamma)$ は、前記補正角度幅 $\varepsilon \pi$ [rad]及び $2^{(N-1)} \leq F - \varepsilon/2 < 2^N$ (Nは0以上の整数)から得られるNを用いて、

[数5A]

```

w(θ, γ)=0
if [θ < P₀ π]

w(θ, γ)=(P₇ π + θ)W₁/(ε π)
if [P₀ π ≤ θ < P₁ π, ε > 0]

w(θ, γ)=0
if [P₀ π ≤ θ < P₁ π, ε = 0]

w(θ, γ)=W₁*V₂*2/ε
if [P₁ π ≤ θ < P₂ π + α π, ε > 0, V₁=0]
w(θ, γ)=((θ - P₁ π)*(W₁*4/ε)/2 π) + W₁*V₂*2/ε
if [P₁ π ≤ θ < P₂ π + α π, ε > 0, V₁≠0]

w(θ, γ)=W₁
if [P₁ π ≤ θ < P₂ π + α π, ε = 0]
w(θ, γ)=((θ - P₃ π - α π)*W₁/(ε π)) + W₂
if [P₂ π + α π ≤ θ < P₃ π + α π, ε > 0]

w(θ, γ)=W₂
if [P₃ π + α π ≤ θ < P₄ π + α π]
w(θ, γ)=((P₄ π + α π - θ)*W₁/(ε π)) + W₂
if [P₄ π + α π ≤ θ < P₅ π + α π, ε > 0]

w(θ, γ)=W₁*V₂*2/ε
if [P₅ π + α π ≤ θ < P₆ π, ε > 0, V₁=0]
w(θ, γ)=((P₆ π - θ)*(W₁*4/ε)/2 π) + W₁*V₂*2/ε
if [P₅ π + α π ≤ θ < P₆ π, ε > 0, V₁≠0]

w(θ, γ)=W₁
if [P₅ π + α π ≤ θ < P₆ π, ε = 0]
w(θ, γ)=(P₇ π - θ)W₁/(ε π)
if [P₆ π ≤ θ < P₇ π, ε > 0]

w(θ, γ)=0
if [P₆ π ≤ θ < P₇ π, ε = 0]
if [P₇ π ≤ θ]

```

ここで、上式における各変数は

[数5B]

```

V1=  $\epsilon$  -F+2^(N-1)           if [  $\epsilon$  -F+2^(N-1) > 0]
V2=  $\epsilon$  /2-V1
M=2^N
W1=1/2^N
W2=1/2^(N-1)           if [  $\epsilon$  ≤ 0]
W2=2*W1           if [  $\epsilon$  > 0, F < M]
W2=(2*(M-F) +  $\epsilon$  )*W1/  $\epsilon$  +W1           if [  $\epsilon$  > 0, M ≤ F]

AA=-F
BB=-F+  $\epsilon$ 
CC=M-F
DD=M-F+  $\epsilon$ 
EE=F-M-  $\epsilon$ 
FF=F-M
GG=F-  $\epsilon$ 
HH=F
Po=AA
P1=BB           if [ F < M/2+  $\epsilon$  /2]
P1=EE           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P1=BB           if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F]
P2=BB           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P2=EE           if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F < M+  $\epsilon$  /2]
P2=CC           if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F]
P3=FF           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M]
P3=CC           if [ M ≤ F < M+  $\epsilon$  /2]
P3=EE           if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F]
P4=CC           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M]
P4=FF           if [ M ≤ F < M+  $\epsilon$  /2]
P4=DD           if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F]
P5=GG           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P5=DD           if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F < M+  $\epsilon$  /2]
P5=FF           if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F]
P6=GG           if [ F < M/2+  $\epsilon$  /2]
P6=DD           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P6=GG           if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F]
P7=HH

```

の各式によって決定される。

[0025] ファンビームについての重み関数 $W_f(\theta, \gamma)$ は、上述したパラレルビームについての重み関数 $W_p(\theta)$ と同じ表現方法を用いることにより、式(10)で表すことができ、また非線形化したサブ重みを用いた式(10')で表すことができる。ファンビームについては、これらのいずれかを用いてもよい。

[数6]

$$Wf(\theta, \gamma) = G \cdot \left\{ Ws\left(\frac{\theta - \gamma}{2\pi} - \theta_{c1}, \eta, \epsilon\right) + Ws\left(\frac{\theta - \gamma}{2\pi} - \theta_{c2}, \eta, \epsilon\right) \right\} \quad (10)$$

$$Wf(\theta, \gamma) = G \cdot \left\{ NL\left(Ws\left(\frac{\theta - \gamma}{2\pi} - \theta_{c1}, \eta, \epsilon\right)\right) + NL\left(Ws\left(\frac{\theta - \gamma}{2\pi} - \theta_{c2}, \eta, \epsilon\right)\right) \right\} \quad (10')$$

[0026] また本発明の断層撮影像の再構成方法において、前記投影データは、前記放射線源及び検出器の周回とともに前記被対象物の周回軸方向の移動を行いながら検出されたデータであってもよく、その場合、投影データを補間し、前記周回軸に直交する面の投影データを作成するステップ(二次元逆投影処理という)を含む。

[0027] 本発明の断層撮影装置は、被対象物を挟んで対向配置された放射線源及び検出器と、前記検出器で検出された投影データから前記被対象物の関心領域の断層撮影像を作成する再構成手段と、前記放射線源、検出器及び再構成手段を制御する撮影制御手段とを備えた断層撮影装置において、前記再構成手段が上述の断層撮影像の再構成方法を搭載したことを特徴とするものである。

本発明の断層撮影装置において、撮影制御手段は、撮影部位によって逆投影位相幅を変更することができ、例えば、逆投影位相幅を広くすることによってSNRを向上させて撮影する。或いは、逆投影位相幅を狭くすることによって時間分解能を向上させて撮影する。また本発明の断層撮影装置は、被対象物を周回軸方向に移動させる手段を有し、撮影制御手段は被対象物の周回軸方向の移動速度に対応して、再構成に用いる補正角度幅及び／又は逆投影位相幅を変更することができる。

[0028] 本発明の断層撮影装置において、前記検出器は单一列検出器であっても、多列検出器であってもよい。多列検出器である場合、前記再構成手段は検出器の各列について同一の重み係数を用いても、少なくとも一つの検出器の列について他の列と異なる重み係数を用いてもよい。

また本発明の断層撮影装置は、好適には、前記補正角度幅と逆投影位相幅に関するユーザーからの情報を受け付ける入力手段を備えている。

発明の効果

[0029] 本発明によれば、ファンビーム及びパラレルビームのいずれの逆投影にも対応し、

かつ寄与率を上げた狭い逆投影位相幅からデータ冗長性を持たせた広い逆投影位相幅までの連続した位相幅に適用可能な重み関数を用いた再構成が可能となり、再構成によるデータの不連続性やノイズを解消した高画質の断層撮影像を得ることができる。

[0030] 具体的には、本発明の重み関数では、補正角度幅インデックス ε を0以上($\varepsilon > 0$)に設定することで最低限の補正角度幅が保持されるため矩形形状とはならない。例としてパラレルビーム用の重み形状を考えた場合、従来の重みの考え方によれば逆投影位相幅インデックス $F = 1.0$ のときの重みは図11(b)に示すような矩形形状となるが、同じ逆投影位相幅インデックス $F = 1.0$ で補正角度幅インデックス ε を0.2に設定した本発明の重みは同図(a)に示すような2段の台形形状となり重みスロープが保持されている。これは本発明の重み関数を用いることにより、位相0のときと位相 2π のときとのデータ不連続性がその対向データである位相 π のデータにより抑制されるので、動きの影響を低減できることを意味している。重み関数を非線形にすることにより、より良好な結果が得られる。

発明を実施するための最良の形態

[0031] 以下、本発明の実施の形態を、図面を参照して説明する。

図1は、本発明の断層撮影像の再構成方法を実現するためのCT装置の概要を示す図である。このCT装置は、主として、スキャナ40と、操作ユニット50と、被検体を載せて移動するための寝台60とから構成されている。

スキャナ40は、中央制御装置400、X線制御装置401、高電圧発生装置402、高圧スイッチングユニット403、X線発生装置404、X線検出器405、プリアンプ406、スキャナ制御装置407、駆動装置408、コリメータ制御措置409、寝台制御装置410、寝台移動計測装置411などで構成されている。

[0032] 操作ユニット50は、表示装置、入力装置、記憶装置などから構成される入出力装置51と、再構成演算装置及び画像処理装置などから構成される演算装置52とで構成される。入力装置は、マウスやキーボードなどで構成され、寝台移動速度情報や再構成位置などの計測・再構成パラメータを入力するものである。本発明では、さらに得られる投影データの画像再構成において使用する重み関数を求めるために必

重要なパラメータとして、補正角度幅インデックス ϵ と逆投影位相幅インデックスFをユーザーが設定できるようになっており、これらインデックスも入力装置から入力される。補正角度幅インデックス ϵ 及び逆投影位相幅インデックスFについては後に詳述する。記憶装置は、入力装置から入力された情報や演算装置52における処理結果などを記憶する。表示装置は、これら情報や再構成画像などの各種データを表示する。再構成演算装置は、X線検出器から得られたデータを処理するものであり、画像処理装置は、再構成画像などに種々の処理を施して表示装置に表示する。

[0033] 中央処理制御装置400は、操作ユニット50の入力装置から入力された撮影条件(寝台移動速度、管電流、管電圧、スライス位置など)や再構成パラメータ(関心領域、再構成画像サイズ、逆投影位相幅、再構成フィルタ関数など)に基づいて、撮影に必要な制御信号をX線制御装置401、寝台制御装置410及びスキャナ制御装置407に送信し、撮影スタート信号を受けて撮影を開始する。撮影が開始されるとX線制御装置401により高電圧発生装置402に制御信号が送られ、高電圧が高圧スイッチングユニット403を介してX線発生装置404に印加され、X線発生装置404から出射したX線が被検体に照射され、その透過光がX線検出器405に入射される。同時に、スキャナ制御装置407からは、駆動装置408に制御信号が送られ、X線発生装置404、X線検出器405及びプリアンプ406が被検体の周りを周回制御される。図2(a)に示すような円軌道スキャン(ノーマルスキャン)41を行う場合には、この周回の間、寝台制御装置410により被検体を載せた寝台60が静止する。また図2(b)に示すようならせん軌道スキャン42を行う場合には、寝台60をX線発生装置404等の周回軸方向に所定のピッチで移動させる。なお、らせんスキャン方式では、撮影系が1回転する間に寝台が撮影形に対して相対的に移動する距離 Δx が、検出素子の周回軸方向幅Dに対する比($D / \Delta x$)をらせんピッチ、検出器に周回軸方向全長に対する比をビームピッチと定義し、これらが高いほど同一範囲を短時間に撮影でき、性能が高いことを示す。一般的にらせんピッチは、対向データを考慮して全撮影領域をほぼ完全にカバーできる「2」程度まで使用されている。

[0034] X線発生装置404から出射されたX線は、コリメータ制御装置409によって制御されたコリメータ412によりその照射領域を制限され、被検体内の各組織で吸収(減衰)さ

れながら被検体を透過し、X線検出器405で検出される。X線検出器405で検出されたX線は、そこで電流に変換され、プリアンプ406で増幅され、投影データ信号として操作ユニット50の演算装置52に入力される。演算装置52に入力された投影データ信号は、演算装置52内の再構成演算装置で画像再構成処理される。この再構成画像は、出入力装置51内の記憶装置に保存され、表示装置でCT画像として表示される。

[0035] X線検出器405は、図3(a)に示すような検出素子が1次元に配列した单一配列検出器11、或いは同図(b)に示すような、单一列検出器が周回軸方向(図中、矢印方向)に複数列並べられた多列検出器12のいずれでもよい。なお図3(a)では検出器11を直線状に示しているが、通常、X線源10から各検出器素子までの距離及び隣接するX線ビーム間の角度が等しくなるように検出素子を円弧状に配列したものが用いられる。单一列検出器では、周回軸に対しX線ビームが直交している。多列検出器の場合には、单一配列検出器よりも広い範囲を一度に撮影することができるが、ミッドレン(中央列)から周回軸方向に離れるに従ってX線ビームが周回軸に対して傾斜角(コーン角)を有するようになっている。

[0036] 再構成演算装置で実行される処理は、例えば、ファンビームにより得られたファンビーム投影データをパラレル形状のパラレルビーム投影データに対応付けする並び替え処理、ファンビーム投影データ或いはパラレルビーム投影データに適用する重み関数を算出するとともに、これら投影データに重み関数を適用するデータ補正処理、パラレル投影データに対して再構成フィルタを重畳してフィルタ処理パラレルビーム投影データを生成するフィルタ補正処理、フィルタ処理パラレルビーム投影データを関心領域に対応する逆投影領域に逆投影する逆投影処理、らせん軌道スキャン時に得られたデータに対しデータ補間を行い円軌道のようなデータを作成するデータ補間処理などである。また検出器405が図3(b)に示すような多列検出器の場合には、さらに投影データの各列に対して放射線の傾斜角度に依存する係数を乗算するコーン角度補正処理を行う。

[0037] 次に上述した構成のX線CT装置における断層撮影像の再構成方法を説明する。図4(a)に再構成方法の手順を示す。撮影方式は円軌道スキャン、らせんスキャンの

いずれでもよいが、ここでは円軌道スキャンの場合を説明する。

[0038] 既に説明したように投影データは、X線発生装置404から出射したX線が被検体に照射され、その透過光がX線検出器405に入射されると同時に、X線発生装置404、X線検出器405及びプリアンプ406が被検体の周りを周回することによって得られる(ステップ101)。スキャン範囲は、入力装置から入力された逆投影位相幅インデックスFによって決まる $2F\pi$ であり、パラレルビームとして考えた場合、 π 以上である。即ち逆投影位相幅インデックスFとしては $F \geq 0.5$ を満たす数値が入力される。円軌道スキャンの場合、X線の被曝量、時間分解能、ノイズなどを考慮し適切な値をユーザーが決定する。

[0039] まず得られたファンビーム投影データをパラレルビーム投影データに並び替える(ステップ102)。この並び替え処理は、図5(a)に示すような周回軸方向からみて放射線状に照射されるファンビームから、異なる位相、異なるファン角のデータを組み合わせて、同図(b)に示すような周回軸方向からみて平行なパラレルビームに変換する処理である。なお図5中、S1、S2は放射線源及び検出器の位置を示す。再構成法として多用される逆投影処理では、各投影位相において再構成画素を通るX線ビームの検出器上のアドレスが計算されるが、パラレルビームを用いることにより、このアドレス計算において、処理時間を要する演算負荷の高い逆三角関数及びX線源と再構成画素との距離計算が不要となり、逆三角関数が積和演算に置き換えられる。従って、並び替え処理に要する演算時間の増加にも拘わらず、高速化のメリットを生じる。

[0040] 次にデータ補正処理として、投影データの体動補正及び冗長性による画像歪みを除去するための補正を行う(ステップ103)。データ補正処理では、入力装置から入力された補正角度幅インデックス ε 及び逆投影位相幅インデックスFに基づき、パラレルビームに対し適用する重み関数 $w(\theta)$ を求める。補正角度幅インデックス ε は、体動によるデータの不連続性を除去するためにユーザーが被検体の撮影部位等に応じた体動の程度を考慮して設定されるものであり、補正角度幅を $\varepsilon\pi$ とするとき、補正角度幅が[スキャン幅($2F\pi$) $-\pi$]を超えない範囲、即ち、 $0 \leq \varepsilon \leq (2F-1)$ となるように設定される。

[0041] 重み関数 $w(\theta)$ (θ は投影位相)は、例えば図6に示すように、補正角度幅 $\varepsilon\pi$ で

決まる投影データの補正領域について、式(1)(ファンビームの場合)或いは式(2)(パラレルビームの場合)を満たし、

[数7]

$$\sum_{n=0}^{\infty} \{w(\beta + 2\pi n, \gamma) + w(\pi + \beta + 2\gamma + 2\pi n, -\gamma)\} = 1 \quad (1)$$

$$\sum_{n=0}^{\infty} \{w(\beta + 2\pi n) + w(\pi + \beta + 2\pi n)\} = 1 \quad (2)$$

底辺が $\pi + \varepsilon \pi$ 、上辺が $\pi - \varepsilon \pi$ である台形形状のサブ重み関数 $W_s(\theta)$ を求め、データ幅中心に対し、このサブ重み関数 $W_s(\theta)$ をスキャン幅 $2F\pi$ で決まる所定の位相分 $(2F\pi - (\pi + \varepsilon \pi))$ にずらしたものを加算し、正規化することにより得られる。正規化は、各位相の重みを平均したものが 1 となるようにする処理である。

[0042] 具体的には、

$$2^{(N-1)} \leq F - \varepsilon / 2 < 2^N \quad (N \text{は} 0 \text{以上の整数})$$

を満たす N を用いて、下式によって算出される。

[数8A]

```

w(θ)=0
      if [θ < P₀ π]

w(θ)=(P₇ π + θ)W₁/(ε π)
      if [P₀ π ≤ θ < P₁ π, ε > 0]

w(θ)=0
      if [P₀ π ≤ θ < P₁ π, ε = 0]

w(θ)=W₁*V₂*2/ε
      if [P₁ π ≤ θ < P₂ π, ε > 0, V₁ = 0]

w(θ)=((θ - P₁ π) * (W₁*4/ε) / 2 π) + W₁*V₂*2/ε
      if [P₁ π ≤ θ < P₂ π, ε > 0, V₁ ≠ 0]

w(θ)=W₁
      if [P₁ π ≤ θ < P₂ π, ε = 0]

w(θ)=((θ - P₃ π) * W₁/(ε π)) + W₂
      if [P₂ π ≤ θ < P₃ π, ε > 0]

w(θ)=W₂
      if [P₃ π ≤ θ < P₄ π]

w(θ)=((P₄ π - θ) * W₁/(ε π)) + W₂
      if [P₄ π ≤ θ < P₅ π, ε > 0]

w(θ)=W₁*V₂*2/ε
      if [P₅ π ≤ θ < P₆ π, ε > 0, V₁ = 0]

w(θ)=((P₆ π - θ) * (W₁*4/ε) / 2 π) + W₁*V₂*2/ε
      if [P₅ π ≤ θ < P₆ π, ε > 0, V₁ ≠ 0]

w(θ)=W₁
      if [P₅ π ≤ θ < P₆ π, ε = 0]

w(θ)=(P₇ π - θ)W₁/(ε π)
      if [P₆ π ≤ θ < P₇ π, ε > 0]

w(θ)=0
      if [P₆ π ≤ θ < P₇ π, ε = 0]

w(θ)=0
      if [P₇ π ≤ θ]

```

ここで、上式における各変数は

[数8B]

```

V1=  $\varepsilon$  -F+2^(N-1)           if [  $\varepsilon$  -F+2^(N-1) ) >0]
V2=  $\varepsilon$  /2-V1
M=2^N
W1=1/2^N
W2=1/2^(N-1)                  if [  $\varepsilon$  ≤0]
W2=2*W1
W2=(2*(M-F)+  $\varepsilon$  )*W1/  $\varepsilon$  +W1  if [  $\varepsilon$  >0, F < M]
if [  $\varepsilon$  >0, M ≤ F]
AA=-F
BB=-F+  $\varepsilon$ 
CC=M-F
DD=M-F+  $\varepsilon$ 
EE=F-M-  $\varepsilon$ 
FF=F-M
GG=F-  $\varepsilon$ 
HH=F
Po=AA
P1=BB                         if [ F < M/2+  $\varepsilon$  /2]
P1=EE                         if [ M/2+  $\varepsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\varepsilon$  ]
P1=BB                         if [ M/2+  $\varepsilon$  ≤ F ]
P2=BB                         if [ M/2+  $\varepsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\varepsilon$  ]
P2=EE                         if [ M/2+  $\varepsilon$  ≤ F < M+  $\varepsilon$  /2]
P2=CC                         if [ M+  $\varepsilon$  /2 ≤ F ]
P3=FF                         if [ M/2+  $\varepsilon$  /2 ≤ F < M ]
P3=CC                         if [ M ≤ F < M+  $\varepsilon$  /2]
P3=EE                         if [ M+  $\varepsilon$  /2 ≤ F ]
P4=CC                         if [ M/2+  $\varepsilon$  /2 ≤ F < M ]
P4=FF                         if [ M ≤ F < M+  $\varepsilon$  /2]
P4=DD                         if [ M+  $\varepsilon$  /2 ≤ F ]
P5=GG                         if [ M/2+  $\varepsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\varepsilon$  ]
P5=DD                         if [ M/2+  $\varepsilon$  ≤ F < M+  $\varepsilon$  /2]
P5=FF                         if [ M+  $\varepsilon$  /2 ≤ F ]
P6=GG                         if [ F < M/2+  $\varepsilon$  /2]
P6=DD                         if [ M/2+  $\varepsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\varepsilon$  ]
P6=GG                         if [ M/2+  $\varepsilon$  ≤ F ]
P7=HH

```

[0043] このパレレルビーム用重み関数Wpは、次の式(4)～式(8)を用いて、式(3)で表現することができる。

[数9]

$$Wp(\theta) = G \cdot \left\{ Ws\left(\frac{\theta}{2\pi} - \theta_{c1}, \eta, \varepsilon\right) + Ws\left(\frac{\theta}{2\pi} - \theta_{c2}, \eta, \varepsilon\right) \right\} \quad (3)$$

$$Ws(\xi, \eta, \varepsilon) = \begin{cases} 0 & \text{if } |\xi| \geq \frac{(\eta + \varepsilon/2)}{2} \\ 1 & \text{if } |\xi| \geq \frac{(\eta - \varepsilon/2)}{2} \\ \frac{1}{\varepsilon/2} \cdot \left(\frac{\eta + \varepsilon/2}{2} - |\theta| \right) & \text{otherwise,} \end{cases} \quad (4)$$

$$\theta_{c1} = -\frac{2\eta + \varepsilon - F}{2} \quad (5)$$

$$\theta_{c2} = \frac{2\eta + \varepsilon - F}{2} \quad (6)$$

$$\eta = 2^{N-1} \quad (7)$$

$$G = 2^{-N} \quad (8)$$

ここでWsはパラレルビーム用のサブ重み、 θ はビュ一位相、 θ_{c1} と θ_{c2} はサブ重みの中心ビュ一位相、 η はサブ重み基準幅、Gはサブ重みゲイン、Nは $2^{(N-1)} \leq F - \varepsilon/2 < 2^N$ となる0以上の整数である。補正角度幅インデックス ε 、逆投影幅インデックスFの少なくとも一方はユーザーが入力し、その他は自動で決定される。

[0044] 或いはサブ重みを非線形化するように式(3)を修正し、非線形の重み関数とともに可能である。すなわち非線形の重み関数は、上記式(4)～式(8)及び式(9)を用いて、式(3')で表される。

[数10]

$$Wp(\theta) = G \cdot \left\{ NL\left(Ws\left(\frac{\theta}{2\pi} - \theta_{c1}, \eta, \varepsilon\right)\right) + NL\left(Ws\left(\frac{\theta}{2\pi} - \theta_{c2}, \eta, \varepsilon\right)\right) \right\} \quad (3')$$

$$NL(w) = 3w^2 - 2w^3 \quad (9)$$

[0045] 具体的に、補正角度幅インデックスが $\varepsilon = 0.2$ の場合及び $\varepsilon = 0.8$ の場合の重み関数を図7及び図8に示す。なお図7及び図8において、(a)、(b)、(c)はそれぞれ逆投影位相幅インデックスFが0.9、1.0、1.1の場合を示している。図に示されたように

、この重み関数は、逆投影位相幅インデックスFを設定することで π 以上の任意の逆投影位相幅の投影データに適用できる重みを実現できる。また補正角度幅インデックス ϵ を設定することで逆投影位相幅が 1.3π や 2π などのいかなる値を有する場合においてもデータ端部の不連続性を補正することができるという一定の補正効果を得ることができる。さらにこの重み関数は、パラレルビームのすべてのチャンネル位置(ファンビームのファン角度位置に対応した位置)に対して同一の重み関数を用いることができ、少ないメモリで重みを格納できる。またこの実施の形態に従った方法では、位相幅の限定された重みを用いることなくCT再構成に冗長データを含むことができる。なお、補正角度幅インデックス $\epsilon = 0$ の場合には、従来と同様のノイズ低減を重視した投影像を得ることができる。

[0046] 次に、こうして求めた重み関数を適用したパラレルビーム投影データについて、チャンネル方向に再構成フィルタ関数を重畳して再構成フィルタ処理を施し(ステップ104)、次いで逆投影処理を行い、CT画像を得る(ステップ105)。再構成フィルタ及び逆投影処理としては公知の方法が採用できる。

[0047] なお以上、説明した実施の形態では、単一列検出器を用いたCT装置について説明したが、多列検出器を用いたCT装置の場合には、周回軸方向に配置された複数列の検出素子について投影データが得られるので、列ごとの投影データに対し、それぞれ上述した並び替え処理(ステップ102)、重み関数を用いた補正処理(ステップ103)を施す。次いでパラレルビーム投影データに、それぞれの列に対応する数コーン角の余弦を乗算し、各列のパラレルビームのチャンネル方向に再構成フィルタ関数を重畳する再構成フィルタ処理を行い、さらに三次元逆投影処理を施すことにより、单一列検出器を用いたCT装置と同様にCT画像を得ることができる。ここで各列の投影データに適用する重み関数は、同一であっても良いし、異なっていてもよい。撮影する部位の動きを考慮してそれぞれ補正角度幅インデックスを設定することができる。例えばノーマルスキャンで複数の部位を撮影する場合において、ノイズ量を重視する部位では逆投影位相幅 $2F\pi$ を広くし、時間分解能を重視する部位では狭くする。或いは図9に示すように画像再構成する画素の位置に応じてデータ冗長性は異なるので、データを効率よく使用するためにその冗長度に応じて補正角度幅を異なら

せてもよい。例えば、冗長性が高い位置では補正角度幅を広くし、冗長性が低い位置では補正角度幅は狭くする。

[0048] また逆投影処理(ステップ105)は、三次元逆投影処理としては従来の手法のほか、本出願人が提案した再構成手法(特開2004-188163号)を適用することも可能である。この手法では、パラレルビーム投影データのチャンネル方向位置に対する放射線源位置を示す曲線の近似直線を算出することにより、従来のarcsin演算を簡略化するというものであり、この手法を採用することにより、従来の再構成手法に比べ大幅な高速化を実現できる。

[0049] また上記実施の形態では、円軌道スキャンした投影データを例に説明したが、らせん軌道スキャンの場合にも同様に適用することができる。但し、らせん軌道スキャンの場合には、被検体が動いた場合と同様に、撮影端部位相におけるデータの不連続性により、フィルタ補正2次元逆投影のみでは、該当位置でストリーク状のアーチファクトを生ずる。そこで図2(b)に示したように、らせん軌道で得られたデータに対しデータ補間を行い円軌道データに補正し、その後にフィルタ補正処理を行う。このようなデータ補間は、図4に示す再構成手順において、パラレルビーム投影データへの並び替え(ステップ102)に先立って行われる。すなわち、まず、らせん軌道スキャンにより得られた投影データに対し、寝台の移動方向にデータ補間を行い円軌道のようなデータを作成する。このようにデータ補間した投影データに対し、上述した並び替え処理(ステップ102)、重み関数を用いた補正処理(ステップ103)、再構成フィルタ処理(ステップ104)及び逆投影処理(ステップ105)を施すことにより、円軌道データと同様にCT画像を得ることができる。

[0050] またらせん軌道スキャンにおいて撮影端部に生じるアーチファクトの程度は、X線源の移動軌跡における不連続の程度によって決定される。すなわち、被検体の移動速度(寝台移動速度)によってアーチファクトの程度は変わる。従って補正角度幅インデックス ϵ 及び逆投影位相幅インデックスFの決定に際しては、ノーマルスキャンの場合に考慮するX線の被曝量、時間分解能、ノイズなどに加えて、ベッドの移動速度を考慮することが必要である。例えば、移動速度が速いときはFを小さくする。Fを小さくすることにより、設定可能な ϵ の最大値も小さくなるが、補正効果を得るためにには ϵ

はできるだけ大きくすることが望ましい。

[0051] 以上本発明の再構成方法の一実施の形態としてパラレルビーム投影データに重み関数を用いた再構成方法を説明したが、本発明は、ファンビーム投影データからの再構成方法にも適用することができる。以下、本発明の第2の実施の形態として、ファンビーム投影データからの再構成方法について説明する。図4(b)に再構成方法の手順の一例を示す。

[0052] この実施の形態では、得られたファンビーム投影データを並べ替えすることなく、投影データの体動補正及び冗長性による画像歪みを除去するための補正を行う(ステップ112)。データ補正処理は、第1の実施の形態と同様に、入力装置から入力された補正角度幅インデックス ε 及び逆投影位相幅インデックス F に基づき、ファンビームに対し適用する重み関数 $w(\theta, \gamma)$ を求める。具体的には、

$$2^{(N-1)} \leq F - \varepsilon / 2 < 2^N \quad (N \text{は} 0 \text{以上の整数})$$

を満たす N を用いて、下式によって算出される。

[数11A]

```

w(θ, γ)=0
if [θ < P₀ π]

w(θ, γ)=(P₇ π + θ)W₁/(ε π)
if [P₀ π ≤ θ < P₁ π, ε > 0]

w(θ, γ)=0
if [P₀ π ≤ θ < P₁ π, ε = 0]

w(θ, γ)=W₁*V₂*2/ε
if [P₁ π ≤ θ < P₂ π + α π, ε > 0, V₁ = 0]

w(θ, γ)=((θ - P₁ π) * (W₁*4/ε) / 2 π) + W₁*V₂*2/ε
if [P₁ π ≤ θ < P₂ π + α π, ε > 0, V₁ ≠ 0]

w(θ, γ)=W₁
if [P₁ π ≤ θ < P₂ π + α π, ε = 0]

w(θ, γ)=((θ - P₃ π - α π) * W₁/(ε π)) + W₂
if [P₂ π + α π ≤ θ < P₃ π + α π, ε > 0]

w(θ, γ)=W₂
if [P₃ π + α π ≤ θ < P₄ π + α π]

w(θ, γ)=((P₄ π + α π - θ) * W₁/(ε π)) + W₂
if [P₄ π + α π ≤ θ < P₅ π + α π, ε > 0]

w(θ, γ)=W₁*V₂*2/ε
if [P₅ π + α π ≤ θ < P₆ π, ε > 0, V₁ = 0]

w(θ, γ)=((P₆ π - θ) * (W₁*4/ε) / 2 π) + W₁*V₂*2/ε
if [P₅ π + α π ≤ θ < P₆ π, ε > 0, V₁ ≠ 0]

w(θ, γ)=W₁
if [P₅ π + α π ≤ θ < P₆ π, ε = 0]

w(θ, γ)=(P₇ π - θ)W₁/(ε π)
if [P₆ π ≤ θ < P₇ π, ε > 0]

w(θ, γ)=0
if [P₆ π ≤ θ < P₇ π, ε = 0]

w(θ, γ)=0
if [P₇ π ≤ θ]

```

ここで、上式における各変数は

[数11B]

```

V1=  $\epsilon$  -F+2^(N-1)           if [  $\epsilon$  -F+2^(N-1) > 0]
V2=  $\epsilon$  /2-V1
M=2^N
W1=1/2^N
W2=1/2^(N-1)           if [  $\epsilon$  ≤ 0]
W2=2*W1           if [  $\epsilon$  > 0, F < M]
W2=(2*(M-F) +  $\epsilon$  )*W1/  $\epsilon$  +W1           if [  $\epsilon$  > 0, M ≤ F]

AA=-F
BB=-F+  $\epsilon$ 
CC=M-F
DD=M-F+  $\epsilon$ 
EE=F-M-  $\epsilon$ 
FF=F-M
GG=F-  $\epsilon$ 
HH=F
P0=AA
P1=BB           if [ F < M/2+  $\epsilon$  /2]
P1=EE           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P1=BB           if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F]
P2=BB           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P2=EE           if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F < M+  $\epsilon$  /2]
P2=CC           if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F]
P3=FF           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M]
P3=CC           if [ M ≤ F < M+  $\epsilon$  /2]
P3=EE           if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F]
P4=CC           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M]
P4=FF           if [ M ≤ F < M+  $\epsilon$  /2]
P4=DD           if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F]
P5=GG           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P5=DD           if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F < M+  $\epsilon$  /2]
P5=FF           if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F]
P6=GG           if [ F < M/2+  $\epsilon$  /2]
P6=DD           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P6=GG           if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F]
P7=HH

```

[0053] 或いはファンビーム用重み関数 $W_f(\theta, \gamma)$ は、上述したパラレルビームについての重み関数 $W_p(\theta)$ と同じ表現方法を用いることにより、式(10)で表すことができ、また非線形化したサブ重みを用いた式(10')で表すことができる。

[数12]

$$Wf(\theta, \gamma) = G \cdot \left\{ Ws\left(\frac{\theta - \gamma}{2\pi} - \theta_{c1}, \eta, \varepsilon\right) + Ws\left(\frac{\theta - \gamma}{2\pi} - \theta_{c2}, \eta, \varepsilon\right) \right\} \quad (10)$$

$$Wf(\theta, \gamma) = G \cdot \left\{ NL\left(Ws\left(\frac{\theta - \gamma}{2\pi} - \theta_{c1}, \eta, \varepsilon\right)\right) + NL\left(Ws\left(\frac{\theta - \gamma}{2\pi} - \theta_{c2}, \eta, \varepsilon\right)\right) \right\} \quad (10')$$

[0054] 図10に本実施の形態によるファンビーム逆投影用の重み関数の一例を示す。ここではサイノグラムで示しているが、この重み関数は、パラレルビームにおきかえ、 $\gamma = 0$ において見ると、 F と ε の値によって、図7(a)～(c)及び図8(a)～(c)に示したように重み形状を変えることができる。 $\gamma = 0$ において、 $F = M/2 + \varepsilon/2$ 又は $F = M/2 + \varepsilon$ となる場合には、図7(c)のようになり、 $M/2 + \varepsilon < F < M + \varepsilon/2$ となる場合には図7(a)のようになる。また $M/2 + \varepsilon < F = M$ の場合には、図7(b)のようになる。ここで M は $M = 2^N$ であり、 N は $2^{(N-1)} \leq F - \varepsilon/2 < 2^N$ である。このように重み関数は F と ε の値によって重み形状を変えることができ、 F 、 ε の値が大きいほど動きの影響は補正され、 ε の値が小さいほどノイズが低減する。部位に応じて ε の値を変えることで、より良好な結果画像を得ることができる。

[0055] 次いで、こうして求めた重み関数を適用したファンビーム投影データについて、チャンネル方向に再構成フィルタ関数を重畳して再構成フィルタ処理を施し(ステップ113)、次いで逆三角関数演算とX線源と再構成画素間の距離計算を伴う逆投影処理を行い、CT画像を得る(ステップ114)。再構成フィルタ及び逆投影処理としては公知の方法が採用できる。

[0056] この実施の形態でも、補正角度幅を設定することにより逆投影位相幅がいかなる値を有する場合においてもデータ端部の不連続性を一定の補正効果で補正することができる。

[0057] なお、本実施の形態は、図4(b)に示したように、ファンビームからパラレルビームへの並び替え処理を行わず、逆投影処理において逆三角関数演算とX線源と再構成画素間の距離計算を行う再構成方法に適用してもよいし、或いは、ファンビーム投影データを重み関数で補正した後、パラレルビームへの並び替え処理、再構成フィルタ処理、逆投影処理を行う再構成方法に適用してもよい。またファンビーム投影データの重み付け処理は、連続スキャンやらせん軌道スキャンにおける投影データの切り

出し窓として用いることも可能である。具体的には、造影撮影やCT装置をモニターとして使用しながら手術や温熱治療などを行なうインバーンショナル撮影に適用できる。

[0058] 以上説明した重み関数を用いた処理においては、補正角度幅と逆投影位相幅は予めデフォルトとして設定された値を用いてもよいし、少なくとも一方をユーザーが任意に設定するようにしてもよい。また予めデフォルトとして或いはユーザーにより設定された補正角度幅や逆投影位相幅に基づき撮影に先立って重み関数を求めておくのではなく、取得した投影データに対し事後的に重み関数を求めて適用することも可能である。事後的な場合には、補正角度幅、逆投影位相幅を変更し適用する。

[0059] 本発明のさまざまな実施例に関する以上の記述から、本発明の目的が達成されたことは明らかである。しかしこれらは説明及び例示のみを意図したものであって、本発明はこれらに限定されるものではない。

[0060] また本実施の形態では、X線を用いた断層撮影装置を説明したが、これに限定されず本発明は中性子線や陽電子やガンマ線や光を用いた断層撮影装置にも適用可能である。またスキャン方式も第1世代、第2世代、第3世代、第4世代のいずれかに限定されるものではなく、X線源を複数搭載した多管球CTやカソードスキャンCTや電子ビームCTやCアーム型CTに対しても適用することが可能である。また検出器形状もX線源を中心とした円筒表面に配置された検出器、平面検出器、X線源を中心とした球面に配置された検出器、周回軸を中心として円筒表面に配置された検出器などいずれの検出器にも適用することが可能である。

実施例

[0061] 本発明の再構成方法と、従来の重み関数を用いた再構成方法とを比較するために、再構成画像におけるモーションアーチファクト及び画像SD値をシミュレーションによって求め、評価した。ジオメトリはコーンビームのジオメトリを採用した。

[0062] [シミュレーション1]

逆投影位相幅インデックスをF=1.1に固定し、補正角度幅インデックス ϵ を0.0、0.2、0.4、0.6と変化させて作成した重みを用いて画像を再構成し、再構成画像におけるモーションアーチファクトの発生を確認した。重み形状と再構成画像を図12に示す。

同図(a)に示す補正角度幅 $\varepsilon = 0$ の場合は、重みのスロープが保持されていないため、強いモーションアーチファクトが現れる。(b)に示す $\varepsilon = 0.2$ の場合は従来の重みに相当し、若干の改善は見られるが、不十分である。これに対し、本発明の再構成方法(c)、(d)ではモーションアーチファクトが顕著に改善した。

[0063] [シミュレーション2]

補正角度幅インデックス ε を0.4に固定し、逆投影位相幅インデックスFを0.8、0.9、1.0、1.1と変えて、モーションアーチファクトの発生を確認した。また従来の再構成方法においても逆投影位相幅インデックスを同様に変化させた重み関数を用いてモーションアーチファクトの発生を確認した。なお従来の重み関数では、重みのスロープは逆投影位相幅インデックスが決まれば自動的に決まる。

結果は、図13に示すように、従来の再構成方法(b)では逆投影位相幅が 2π 付近で強いモーションアーチファクトが発生するが、本発明の再構成方法(a)では逆投影位相幅に関わらずモーションアーチファクトが安定して低減した。

[0064] [シミュレーション3]

シミュレーション2で得られた再構成画像について、ノイズの評価として画像SD値を測定した。表1に示す結果からわかるように、本発明の再構成方法では、逆投影位相幅インデックスが1.0、1.1の場合、従来の再構成方法に比べノイズ量が若干増加する。しかし画像SDとモーションアーチファクトとはトレードオフの関係にあり、従来の再構成方法では、画像SDを重視しているためモーションアーチファクトを抑制できなかったのに対し、本発明の再構成方法ではノイズの大幅な増加を招くことなくモーションアーチファクトを顕著に低減することが可能となった。

[0065] [表1]

逆投影位相幅F		0.8	0.9	1.0	1.1
画像	本発明方法	14.3	13.8	12.8	11.8
SD値	従来方法	14.3	13.8	11.3	11.1

図面の簡単な説明

[0066] [図1]本発明が適用されるX線CT装置の全体構成を示す図
[図2]本発明のX線CT装置が採用する撮影方式を説明する図
[図3]本発明のX線CT装置の検出器を示す図で、(a)は単一列検出器、(b)は多列検出器を示す。
[図4]本発明の画像再構成の手順を示す図で(a)は第1の実施の形態、(b)は第2の実施の形態を示す。
[図5]ファンビーム投影データからパラレルビーム投影データへの並び替えを説明する図
[図6]本発明の断層像再構成方法で採用される重み関数の概念を説明する図
[図7]本発明の断層像再構成方法で採用されるパラレルビーム逆投影用重み関数の例を示す図
[図8]本発明の断層像再構成方法で採用されるパラレルビーム逆投影用重み関数の例を示す図
[図9]多列検出器を用いたCT装置において列ごとに異なる重み関数を適用する場合を説明する図
[図10]本発明の断層像再構成方法で採用されるファンビーム逆投影用重み関数の例を示す図
[図11]本発明で採用する重み関数の形状を説明する図
[図12]重み形状と再構成画像におけるモーションアーチファクトとの関係を示す図
[図13]本発明の再構成方法による再構成画像と従来の再構成方法による再構成画像との比較を示す図
[図14]X線CTにおける冗長性を説明するための図
[図15]最小逆投影位相幅 $\pi + 2\gamma m$ のデータから逆投影を行う場合における画素による冗長性の相違を説明する図
[図16]最小完全データセットを示すサイノグラムの一例を示す図
[図17]サイノグラムが仮想サイノグラム上で2つの三角形領域を含む3つ以下の領域に区分され、2つの三角形領域に対して周回位相方向に異なる重みが与えられる従来の重み関数を示す図

[図18]画像ノイズと撮影時間の関係を説明するための図

[図19]撮影時間と被検体の動きを説明するための図

請求の範囲

[1] 被対象物を挟んで対向配置された放射線源及び検出器を所定の周回軸を中心として周回させるとともに、前記放射線源から放射され被対象物を透過した透過線を検出器で検出し、検出された投影データから前記被対象物の関心領域の断層撮影像を作成する断層撮影像の再構成方法において、
前記投影データの補正角度幅と逆投影位相幅に応じた重み係数を求めるステップと、
前記投影データに対して前記重み係数に基づいた重み付け処理を実行して重み付けされた投影データを求めるステップと、
前記重み付けされた投影データを用いて断層撮影像を再構成するステップとを含むことを特徴とする断層撮影像の再構成方法。

[2] 請求項1記載の断層撮影像の再構成方法において、
前記補正角度幅及び前記逆投影位相幅の少なくとも一方を設定するステップと、
前記補正角度幅及び前記逆投影位相幅のうち前記設定するステップで設定されなかった他方の値を設定された一方の値に基いて設定するステップを含むことを特徴とする断層撮影像の再構成方法。

[3] 請求項2に記載の断層撮影像の再構成方法において、
前記補正角度幅と逆投影位相幅は、補正角度幅を $\varepsilon \pi$ とし、逆投影位相幅を $2F\pi$ とするとき、 $0 \leq \varepsilon \leq (2F-1)$ (但し、 $\varepsilon \neq 2F - 2^{\text{ceil}(\log 2F)}$) となるように設定されることを特徴とする断層撮影像の再構成方法。

[4] 請求項2に記載の断層撮影像の再構成方法において、
前記補正角度幅は、投影データの端部におけるデータ不連続性を補正するための領域(以下、データ不連続領域という)の範囲に対応して設定されることを特徴とする断層撮影像の再構成方法。

[5] 請求項2に記載の断層撮影像の再構成方法において、
再構成画像におけるノイズ量の大小に対応して前記補正角度幅を変更することを特徴とする断層撮影像の再構成方法。

[6] 請求項2に記載の断層撮影像の再構成方法において、

再構成画像における体動アーチファクトの大小に対応して前記補正角度幅を変更することを特徴とする断層撮影画像の再構成方法。

- [7] 請求項2に記載の断層撮影画像の再構成方法において、
前記補正角度幅を、前記逆投影位相幅に正比例させて増減させることを特徴とする断層撮影画像の再構成方法。
- [8] 請求項2に記載の断層撮影画像の再構成方法において、
前記逆投影位相幅は、最小完全データセットのデータ幅 [$\pi +$ ファン角の最大値の2倍] 以上の任意の角度に設定されることを特徴とする断層撮影画像の再構成方法。
- [9] 請求項1に記載の断層撮影画像の再構成方法において、
前記重み関数は、データ端部を含む不連続領域における重みが、当該不連続領域と等価な他の領域における重みよりも小さいことを特徴とする断層撮影画像の再構成方法。
- [10] 請求項9に記載の断層撮影画像の再構成方法において、
前記重み関数は、第1のサブ重み関数と、前記第1のサブ重み関数を所定の位相分づらした第2のサブ重み関数とを加算して正規化したものであることを特徴とする断層撮影画像の再構成方法。
- [11] 請求項10に記載の断層撮影画像の再構成方法において、
前記サブ重み関数は、上辺が [$\pi - \varepsilon$ π] で底辺が [$\pi + \varepsilon$ π] である台形の形状を有することを特徴とする断層撮影画像の再構成方法。
- [12] 請求項1に記載の断層撮影画像の再構成方法において、
さらに前記放射線源から放射されたファンビームをパラレルビームに並び替え処理するステップを含み、前記パラレルビームで再構成するための重み関数 $w(\theta)$ は、投影データ検出時の周回位相を θ としたとき、前記補正角度幅 ε π [rad] 及び $2^{(N-1)} \leq F - \varepsilon / 2 < 2^N$ (N は 0 以上の整数) から得られる N を用いて、
[数1A]

```

w(θ)=0
      if [θ < P₀ π]

w(θ)=(P₇ π + θ)W₁/(ε π)
      if [P₀ π ≤ θ < P₁ π, ε > 0]

w(θ)=0
      if [P₀ π ≤ θ < P₁ π, ε = 0]

w(θ)=W₁*V₂*2/ε
      if [P₁ π ≤ θ < P₂ π, ε > 0, V₁ = 0]

w(θ)=((θ - P₁ π) * (W₁*4/ε) / 2 π) + W₁*V₂*2/ε
      if [P₁ π ≤ θ < P₂ π, ε > 0, V₁ ≠ 0]

w(θ)=W₁
      if [P₁ π ≤ θ < P₂ π, ε = 0]

w(θ)=((θ - P₃ π) * W₁/(ε π)) + W₂
      if [P₂ π ≤ θ < P₃ π, ε > 0]

w(θ)=W₂
      if [P₃ π ≤ θ < P₄ π]

w(θ)=((P₄ π - θ) * W₁/(ε π)) + W₂
      if [P₄ π ≤ θ < P₅ π, ε > 0]

w(θ)=W₁*V₂*2/ε
      if [P₅ π ≤ θ < P₆ π, ε > 0, V₁ = 0]

w(θ)=((P₆ π - θ) * (W₁*4/ε) / 2 π) + W₁*V₂*2/ε
      if [P₅ π ≤ θ < P₆ π, ε > 0, V₁ ≠ 0]

w(θ)=W₁
      if [P₅ π ≤ θ < P₆ π, ε = 0]

w(θ)=(P₇ π - θ)W₁/(ε π)
      if [P₆ π ≤ θ < P₇ π, ε > 0]

w(θ)=0
      if [P₆ π ≤ θ < P₇ π, ε = 0]

w(θ)=0
      if [P₇ π ≤ θ]

```

ここで、上式における各変数は

[数1B]

```

V1=  $\epsilon$  -F+2^(N-1)           if [  $\epsilon$  -F+2^(N-1) ) >0]
V2=  $\epsilon$  /2-V1
M=2^N
W1=1/2^N
W2=1/2^(N-1)                 if [  $\epsilon$  ≤ 0]
W2=2*W1                       if [  $\epsilon$  > 0, F < M]
W2=(2*(M-F)+  $\epsilon$  )*W1/  $\epsilon$  +W1   if [  $\epsilon$  > 0, M ≤ F]
AA=-F
BB=-F+  $\epsilon$ 
CC=M-F
DD=M-F+  $\epsilon$ 
EE=F-M-  $\epsilon$ 
FF=F-M
GG=F-  $\epsilon$ 
HH=F
Po=AA
P1=BB                         if [ F < M/2+  $\epsilon$  /2 ]
P1=EE                         if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P1=BB                         if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F ]
P2=BB                         if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P2=EE                         if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F < M+  $\epsilon$  /2 ]
P2=CC                         if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F ]
P3=FF                         if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M ]
P3=CC                         if [ M ≤ F < M+  $\epsilon$  /2 ]
P3=EE                         if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F ]
P4=CC                         if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M ]
P4=FF                         if [ M ≤ F < M+  $\epsilon$  /2 ]
P4=DD                         if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F ]
P5=GG                         if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P5=DD                         if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F < M+  $\epsilon$  /2 ]
P5=FF                         if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F ]
P6=GG                         if [ F < M/2+  $\epsilon$  /2 ]
P6=DD                         if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P6=GG                         if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F ]
P7=HH

```

の各式によって決定されることを特徴とする断層撮影像の再構成方法。

[13] 請求項1又は2に記載の断層撮影像の再構成方法において、

ファンビームの投影位相を θ 、ファン角度を γ とする場合のファンビーム再構成用の重み関数 $w(\theta, \gamma)$ は、前記補正角度幅 ϵ π [rad]及び $2^{(N-1)} \leq F - \epsilon / 2 < 2^N$ (N は0以上の整数)から得られるNを用いて、

[数2A]

```

w(θ, γ)=0
if [θ < P₀ π]

w(θ, γ)=(P₇ π + θ)W₁/(ε π)
if [P₀ π ≤ θ < P₁ π, ε > 0]

w(θ, γ)=0
if [P₀ π ≤ θ < P₁ π, ε = 0]

w(θ, γ)=W₁*V₂*2/ε
if [P₁ π ≤ θ < P₂ π + α π, ε > 0, V₁ = 0]

w(θ, γ)=((θ - P₁ π) * (W₁*4/ε) / 2 π) + W₁*V₂*2/ε
if [P₁ π ≤ θ < P₂ π + α π, ε > 0, V₁ ≠ 0]

w(θ, γ)=W₁
if [P₁ π ≤ θ < P₂ π + α π, ε = 0]

w(θ, γ)=((θ - P₃ π - α π) * W₁/(ε π)) + W₂
if [P₂ π + α π ≤ θ < P₃ π + α π, ε > 0]

w(θ, γ)=W₂
if [P₃ π + α π ≤ θ < P₄ π + α π]

w(θ, γ)=((P₄ π + α π - θ) * W₁/(ε π)) + W₂
if [P₄ π + α π ≤ θ < P₅ π + α π, ε > 0]

w(θ, γ)=W₁*V₂*2/ε
if [P₅ π + α π ≤ θ < P₆ π, ε > 0, V₁ = 0]

w(θ, γ)=((P₆ π - θ) * (W₁*4/ε) / 2 π) + W₁*V₂*2/ε
if [P₅ π + α π ≤ θ < P₆ π, ε > 0, V₁ ≠ 0]

w(θ, γ)=W₁
if [P₅ π + α π ≤ θ < P₆ π, ε = 0]

w(θ, γ)=(P₇ π - θ)W₁/(ε π)
if [P₆ π ≤ θ < P₇ π, ε > 0]

w(θ, γ)=0
if [P₆ π ≤ θ < P₇ π, ε = 0]

w(θ, γ)=0
if [P₇ π ≤ θ]

```

ここで、上式における各変数は

[数2B]

```

V1=  $\epsilon$  -F+2^(N-1)           if [  $\epsilon$  -F+2^(N-1) > 0]
V2=  $\epsilon$  /2-V1
M=2^N
W1=1/2^N
W2=1/2^(N-1)           if [  $\epsilon$  ≤ 0]
W2=2*W1           if [  $\epsilon$  > 0, F < M]
W2=(2*(M-F) +  $\epsilon$  )*W1/  $\epsilon$  +W1           if [  $\epsilon$  > 0, M ≤ F]

AA=-F
BB=-F+  $\epsilon$ 
CC=M-F
DD=M-F+  $\epsilon$ 
EE=F-M-  $\epsilon$ 
FF=F-M
GG=F-  $\epsilon$ 
HH=F
Po=AA
P1=BB           if [ F < M/2+  $\epsilon$  /2]
P1=EE           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P1=BB           if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F]
P2=BB           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P2=EE           if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F < M+  $\epsilon$  /2]
P2=CC           if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F]
P3=FF           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M]
P3=CC           if [ M ≤ F < M+  $\epsilon$  /2]
P3=EE           if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F]
P4=CC           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M]
P4=FF           if [ M ≤ F < M+  $\epsilon$  /2]
P4=DD           if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F]
P5=GG           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P5=DD           if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F < M+  $\epsilon$  /2]
P5=FF           if [ M+  $\epsilon$  /2 ≤ F]
P6=GG           if [ F < M/2+  $\epsilon$  /2]
P6=DD           if [ M/2+  $\epsilon$  /2 ≤ F < M/2+  $\epsilon$  ]
P6=GG           if [ M/2+  $\epsilon$  ≤ F]
P7=HH

```

の各式によって決定されることを特徴とする断層撮影像の再構成方法。

[14] 請求項1項記載の断層撮影像の再構成方法において、

前記投影データは、前記放射線源及び検出器の周回とともに前記被対象物の周回軸方向の移動を行いながら検出されたデータであって、

前記投影データを補間し、前記周回軸に直交する面の投影データを作成するステ

ップを含むことを特徴とする断層撮影像の再構成方法。

[15] 被対象物を挟んで対向配置された放射線源及び検出器と、前記検出器で検出された投影データから前記被対象物の関心領域の断層撮影像を作成する再構成手段と、前記放射線源、検出器及び再構成手段を制御する撮影制御手段とを備えた断層撮影装置において、

前記再構成手段は、前記投影データの補正角度幅と逆投影位相幅に応じた重み係数を求め、前記投影データに対して前記重み係数に基づいた重み付け処理を実行して重み付けされた投影データを求め、前記重み付けされた投影データを用いて断層撮影像を再構成することを特徴とする断層撮影装置。

[16] 請求項15に記載の断層撮影装置であって、

前記撮影制御手段は、逆投影位相幅を広くすることによってSNRを向上させて撮影することを特徴とする断層撮影装置。

[17] 請求項15に記載の断層撮影装置であって、

前記撮影制御手段は、逆投影位相幅を狭くすることによって時間分解能を向上させて撮影することを特徴とする断層撮影装置。

[18] 請求項15に記載の断層撮影装置であって、

前記被対象物を、前記放射線源及び検出器に対し相対的に移動させる手段を含み、前記撮影制御手段は、前記被対象物の移動速度に応じて、前記補正角度幅と逆投影位相幅の少なくとも一方を変化させることを特徴とする断層撮影装置。

[19] 請求項15に記載の断層撮影装置において、

前記検出器は多列検出器であり、前記再構成手段は検出器の各列について同一の重み係数を用いることを特徴とする断層撮影装置。

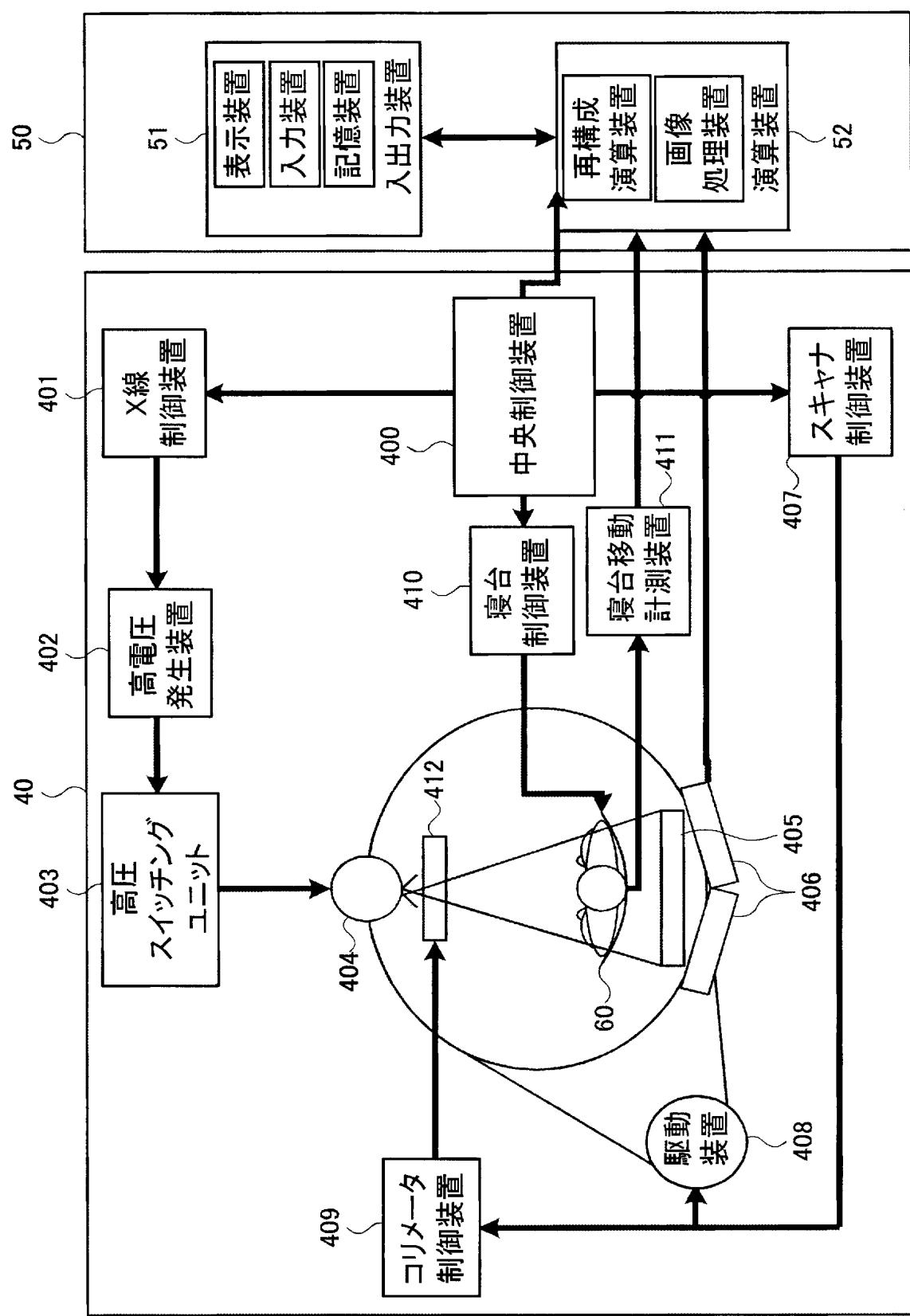
[20] 請求項15に記載の断層撮影装置において、

前記検出器は多列検出器であり、前記再構成手段は少なくとも一つの検出器の列について他の列と異なる重み係数を用いることを特徴とする断層撮影装置。

[21] 請求項15に記載の断層撮影装置において、

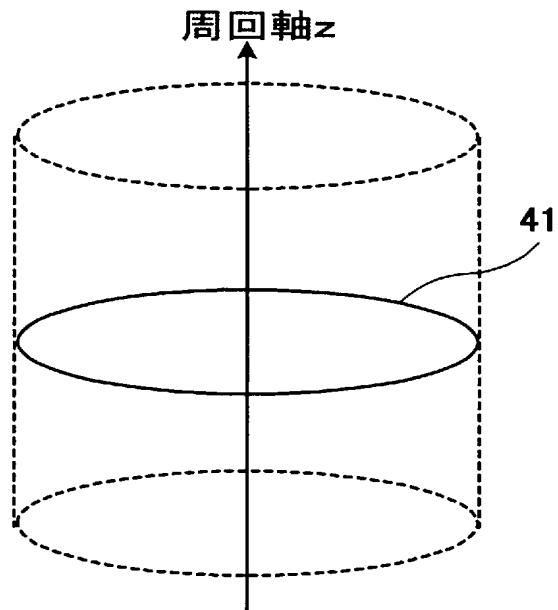
前記補正角度幅と逆投影位相幅に関するユーザーからの情報を受け付ける入力手段を備えたことを特徴とする断層撮影装置。

[図1]

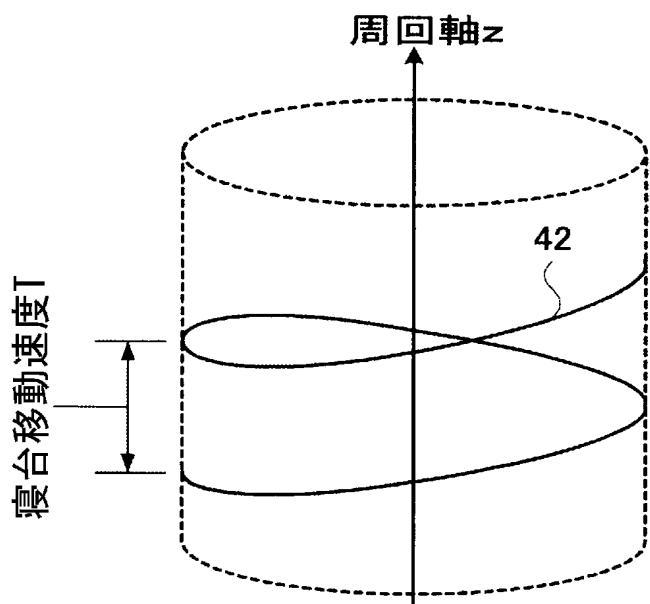


[図2]

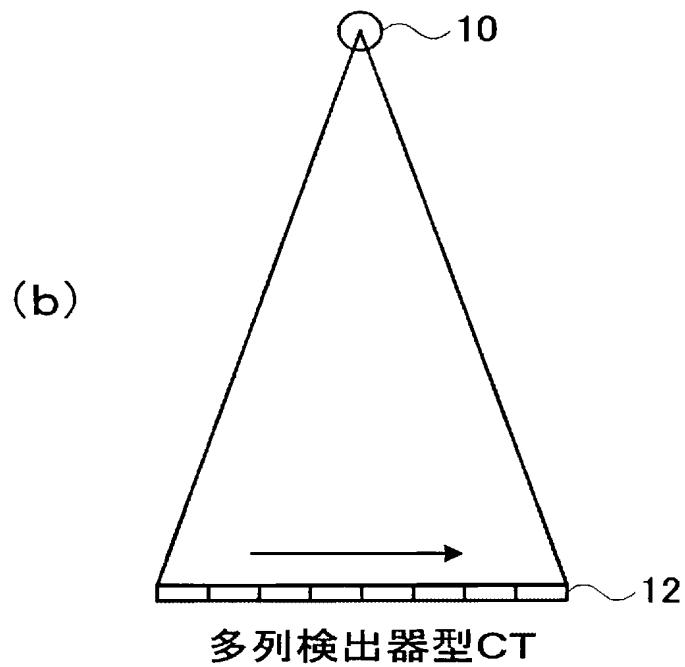
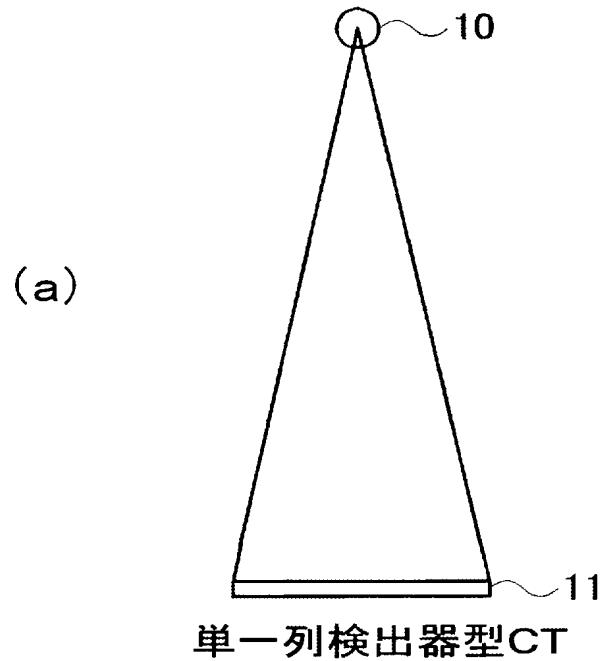
(a)



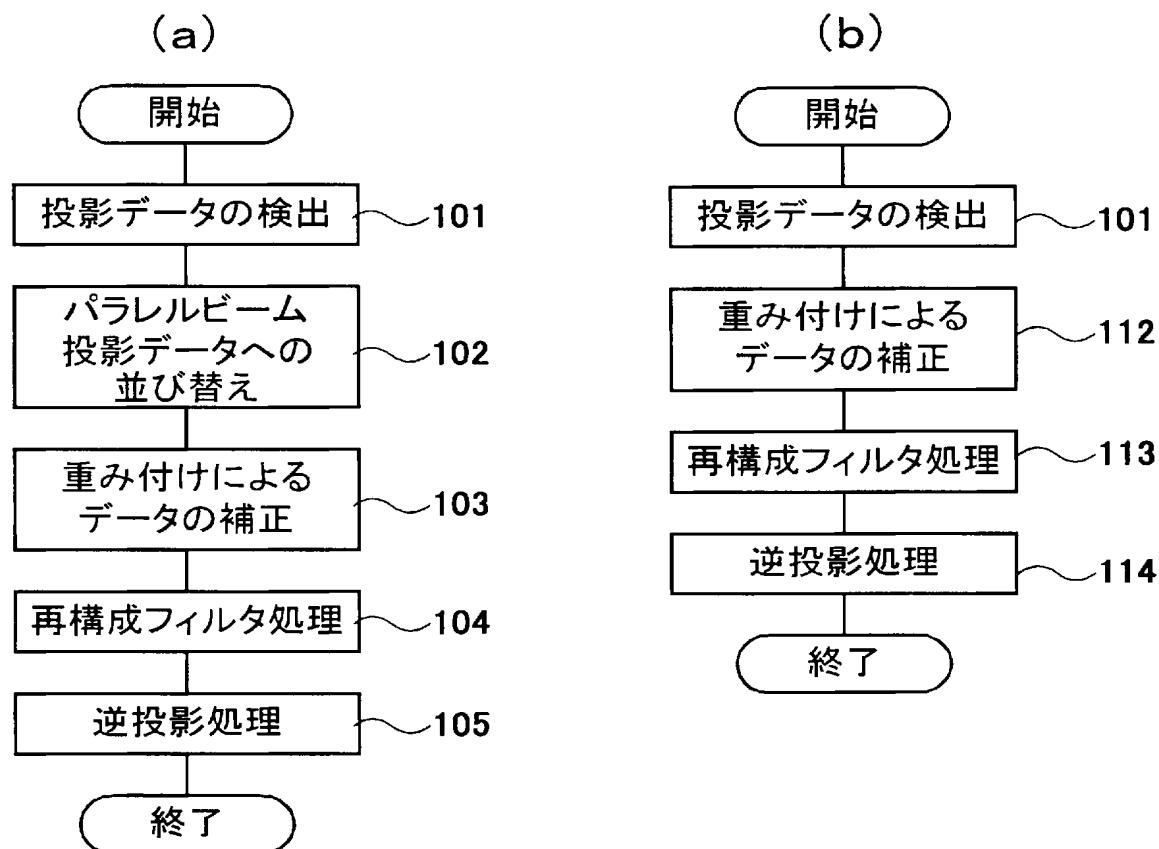
(b)



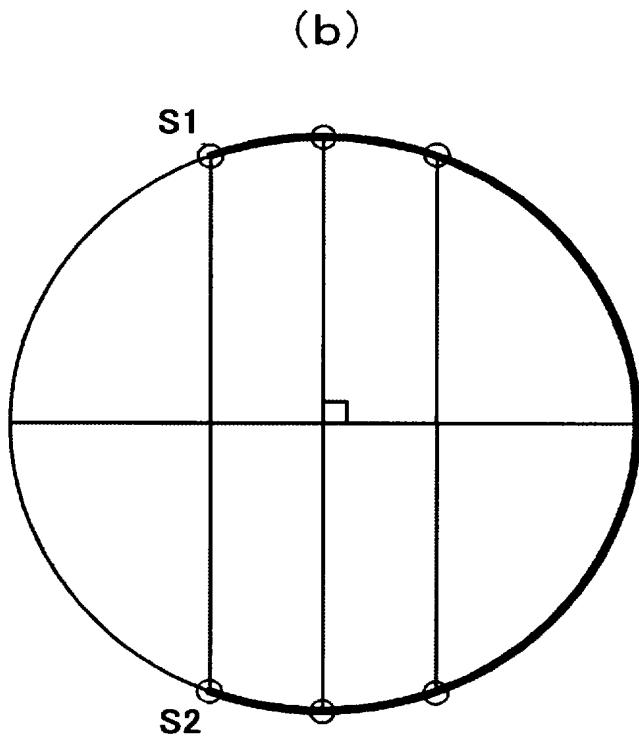
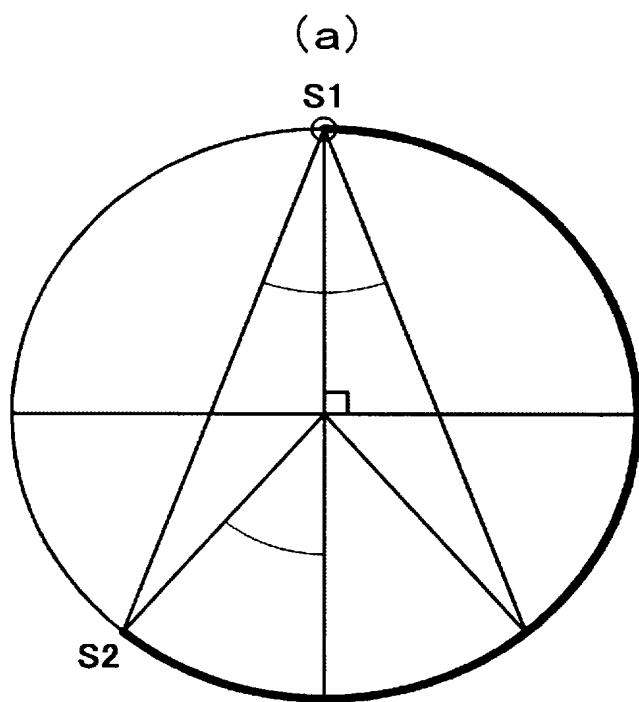
[図3]



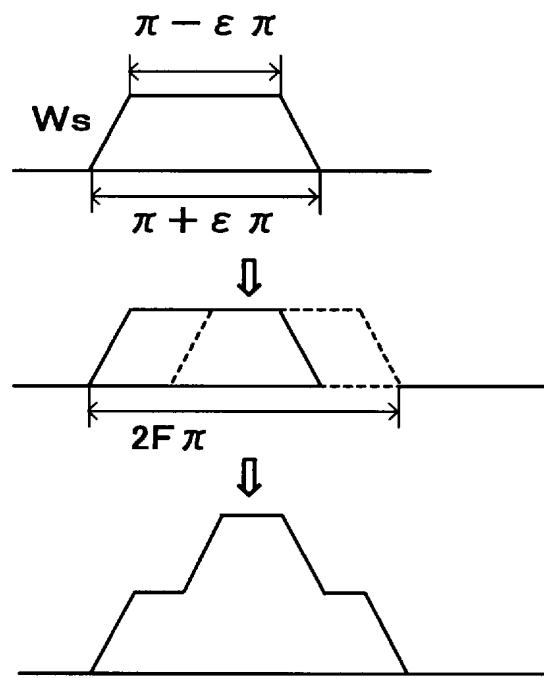
[図4]



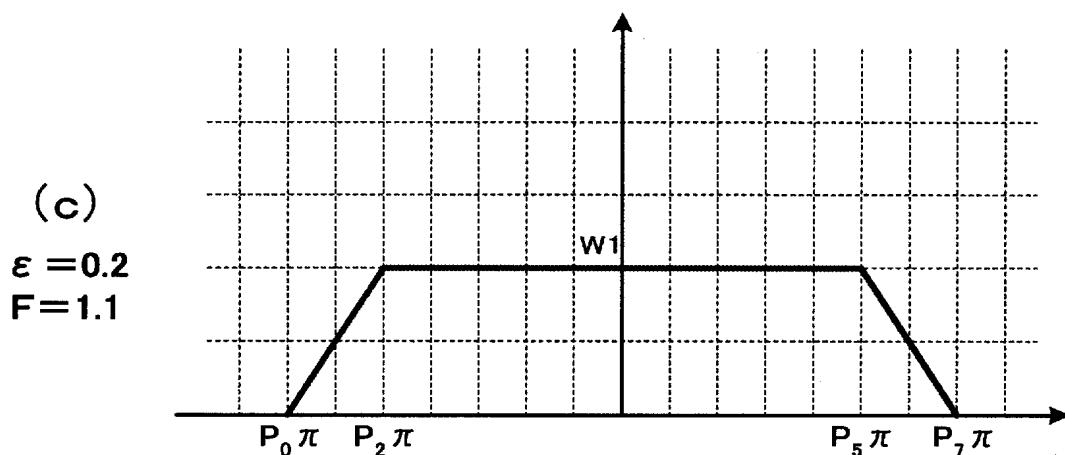
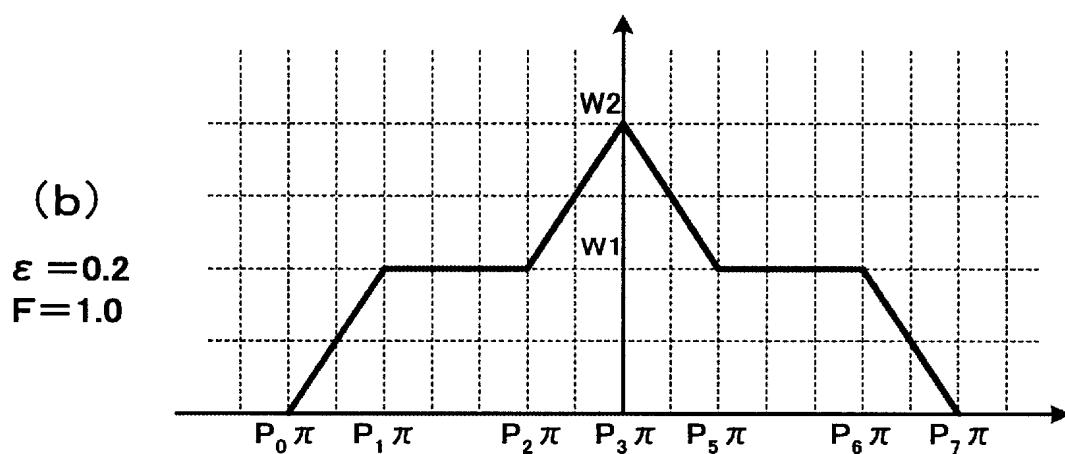
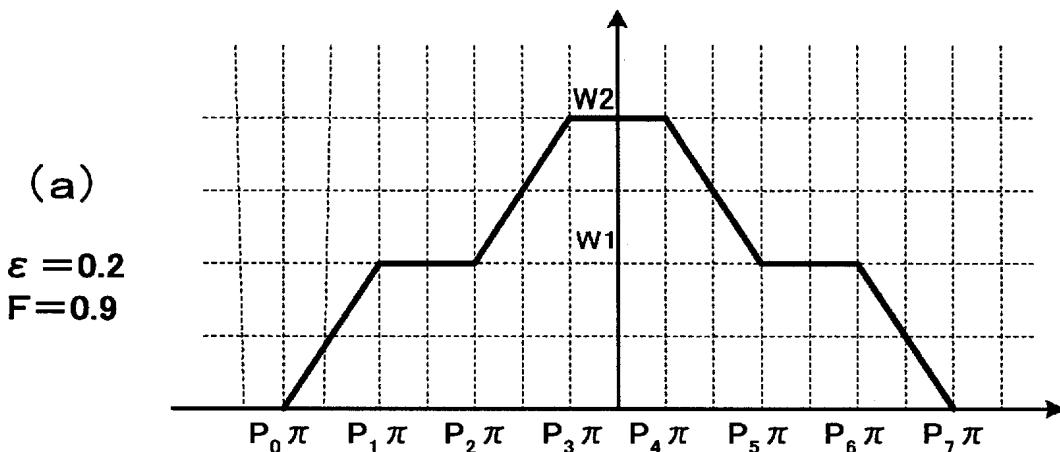
[図5]



[図6]



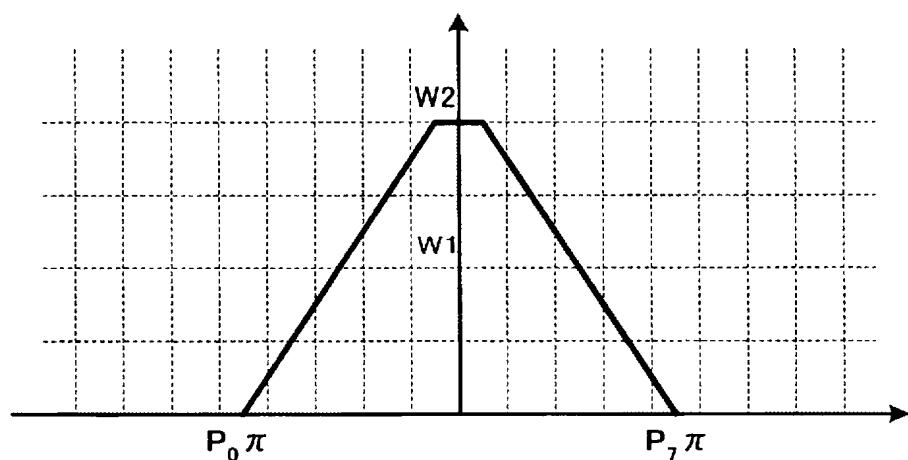
[図7]



[図8]

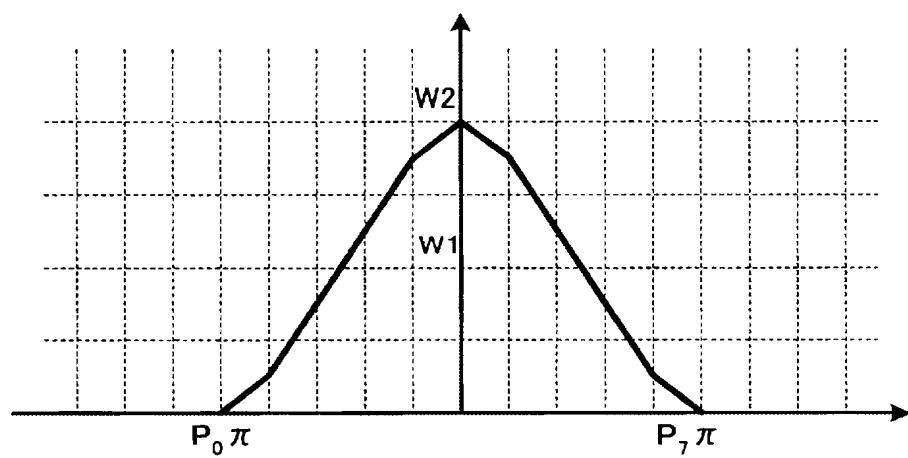
(a)

$$\begin{aligned}\varepsilon &= 0.8 \\ F &= 0.9\end{aligned}$$



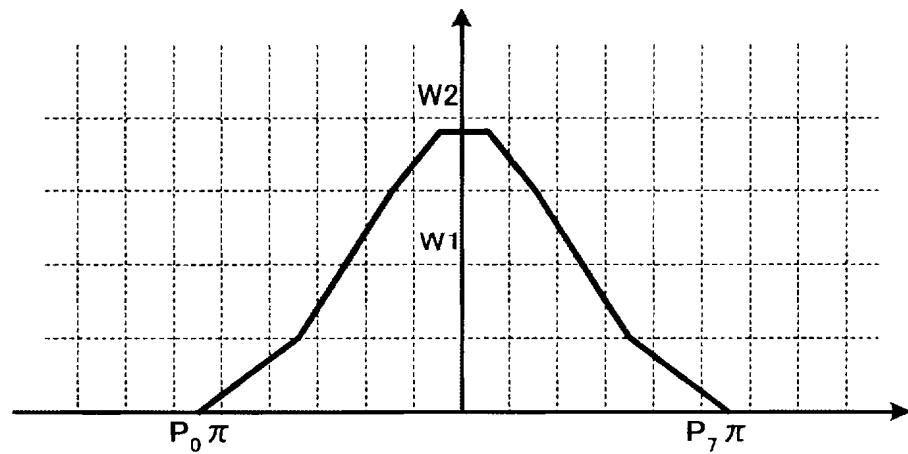
(b)

$$\begin{aligned}\varepsilon &= 0.8 \\ F &= 1.0\end{aligned}$$

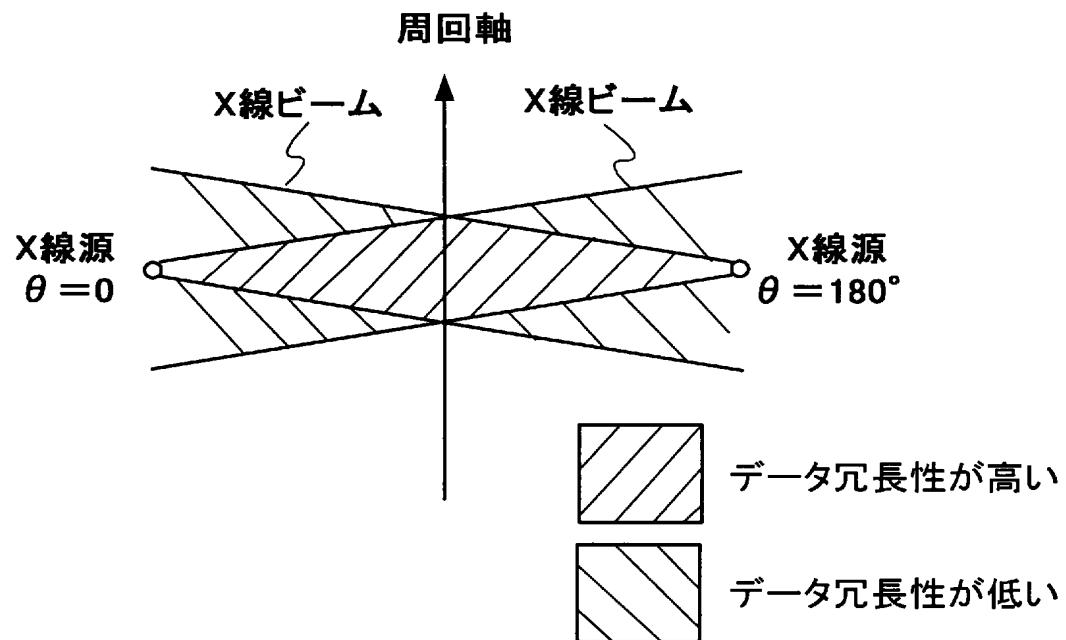


(c)

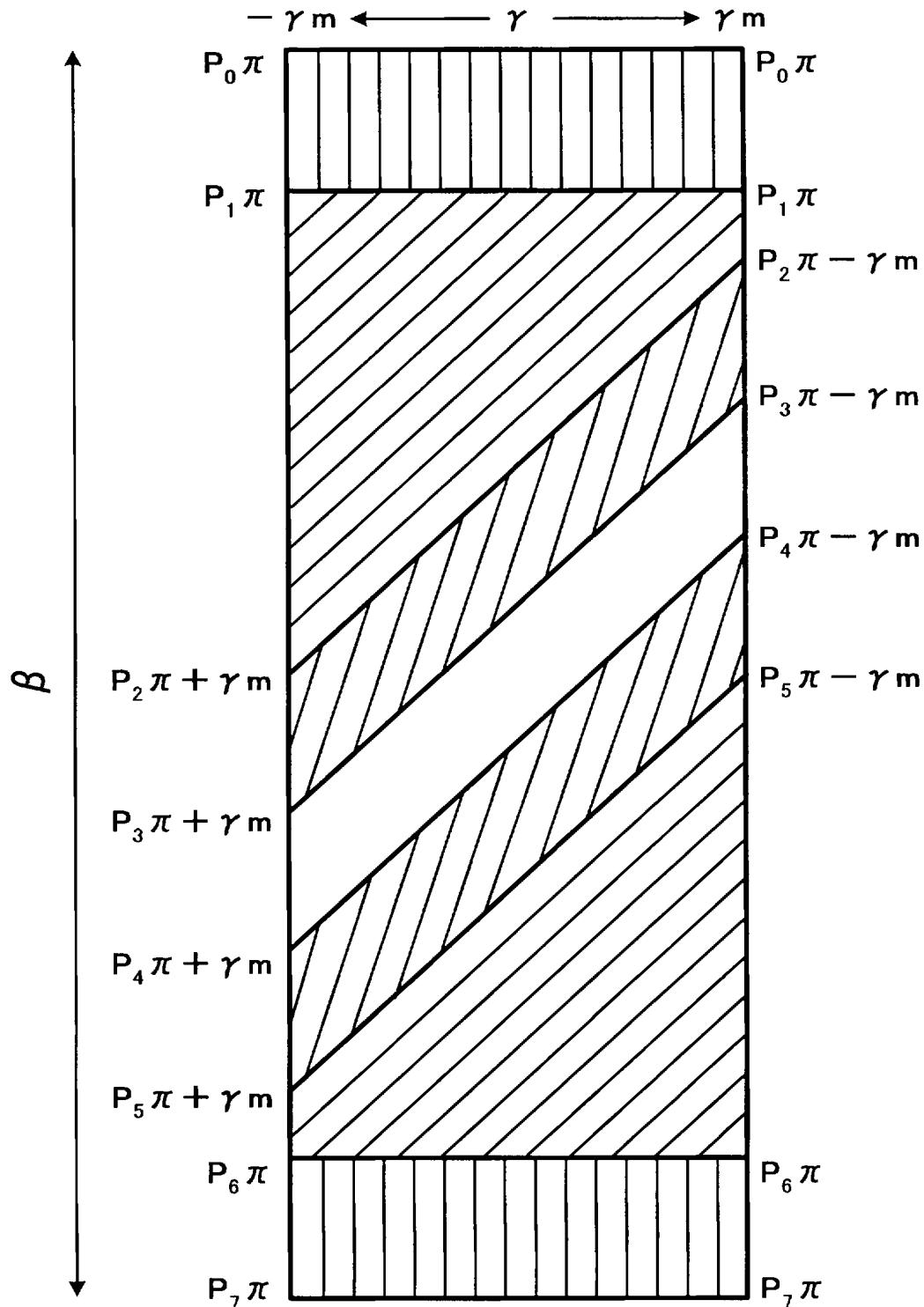
$$\begin{aligned}\varepsilon &= 0.8 \\ F &= 1.1\end{aligned}$$



[図9]

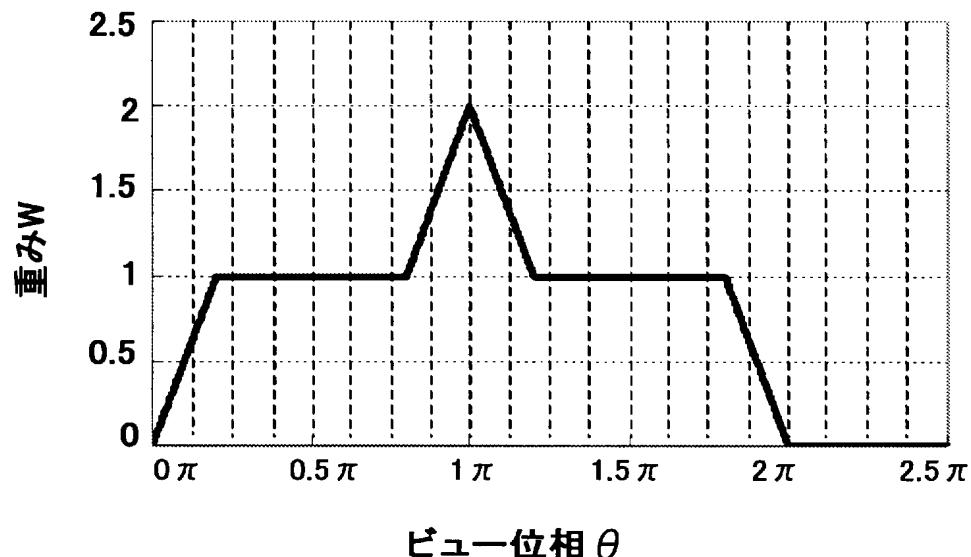


[図10]

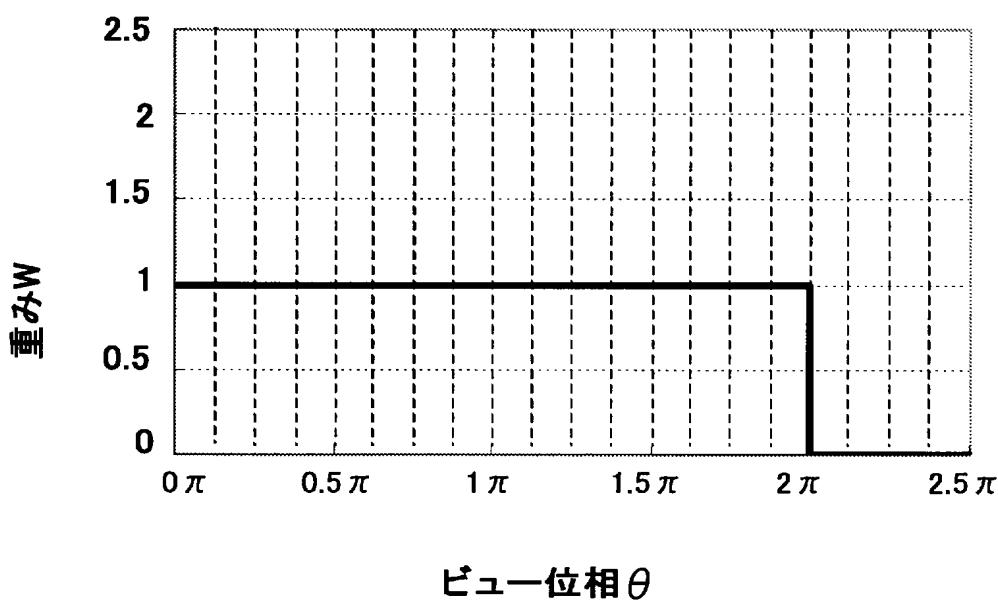


[図11]

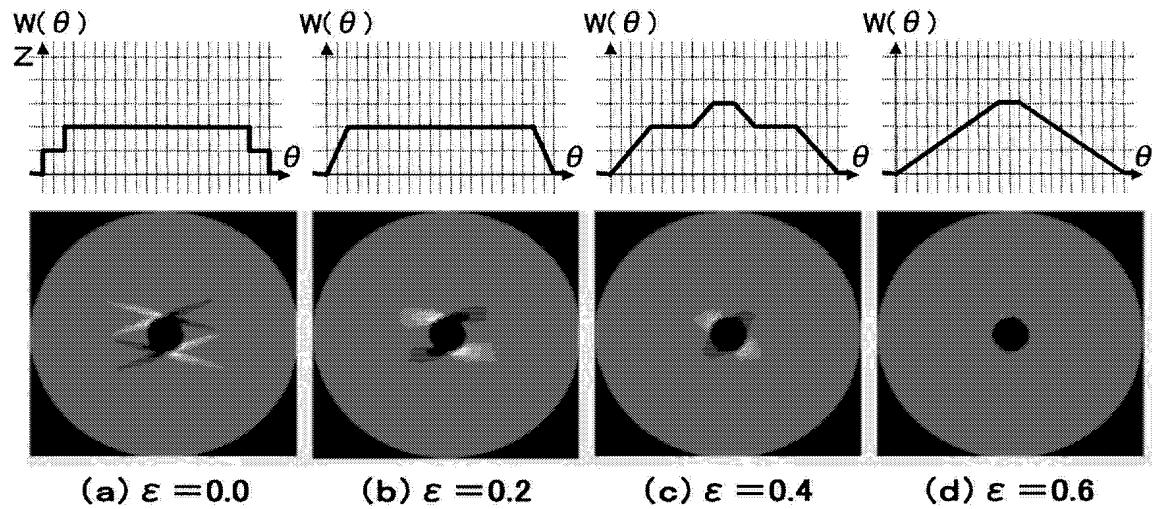
(a)



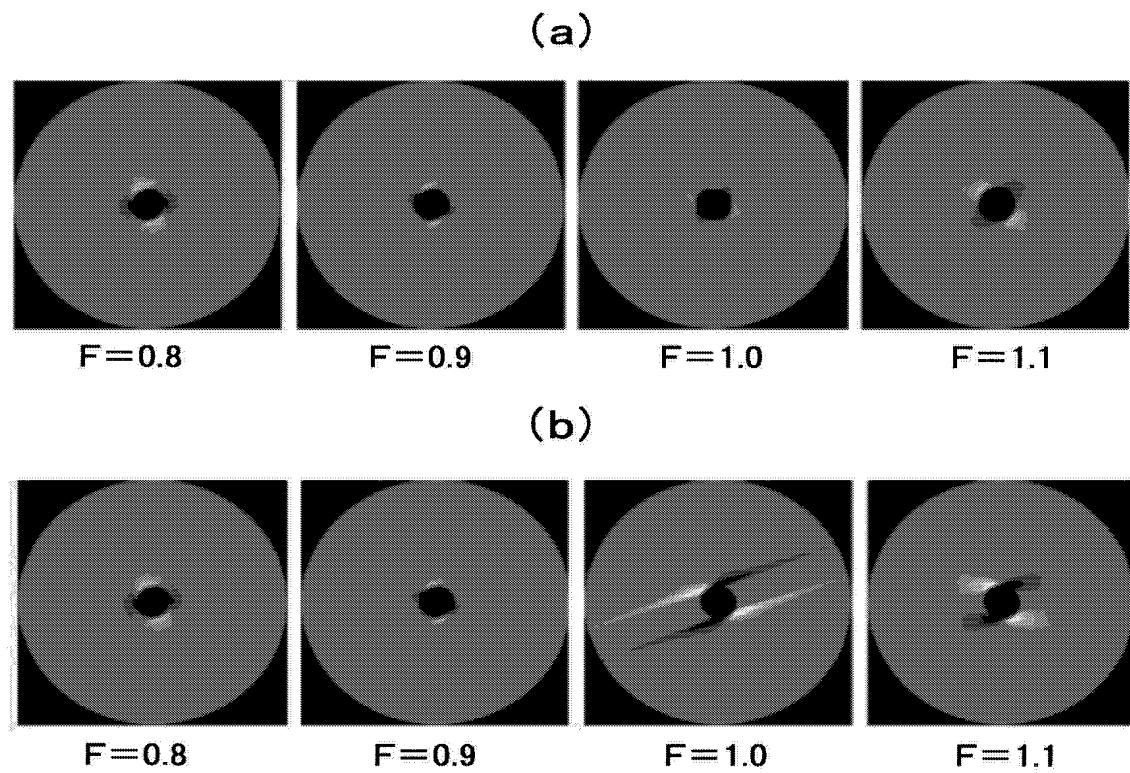
(b)



[図12]

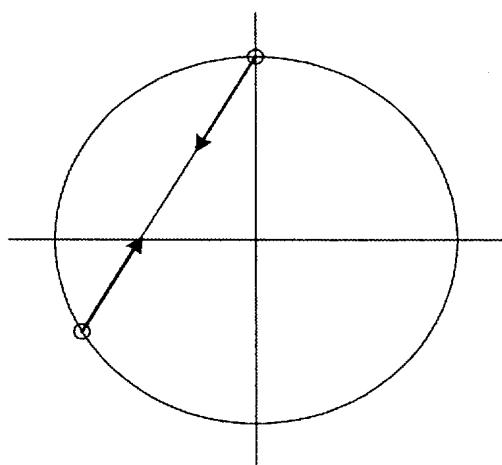


[図13]

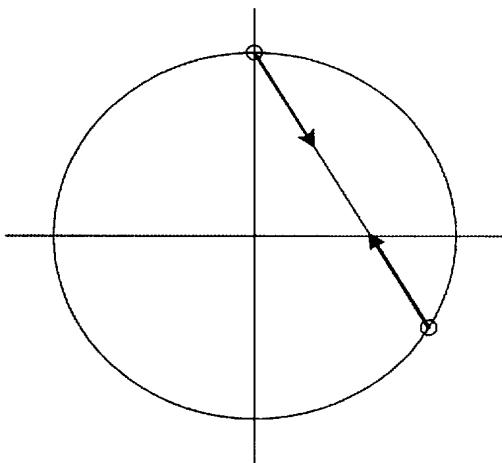


[図14]

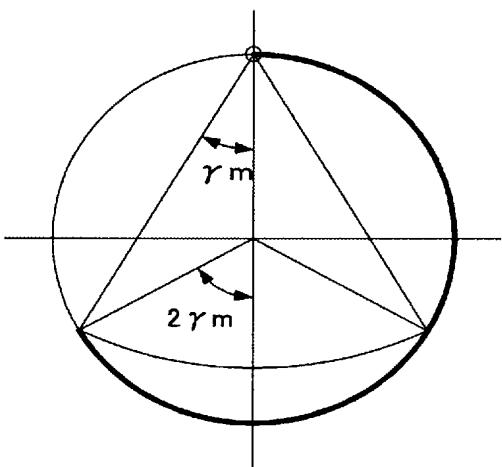
(a)



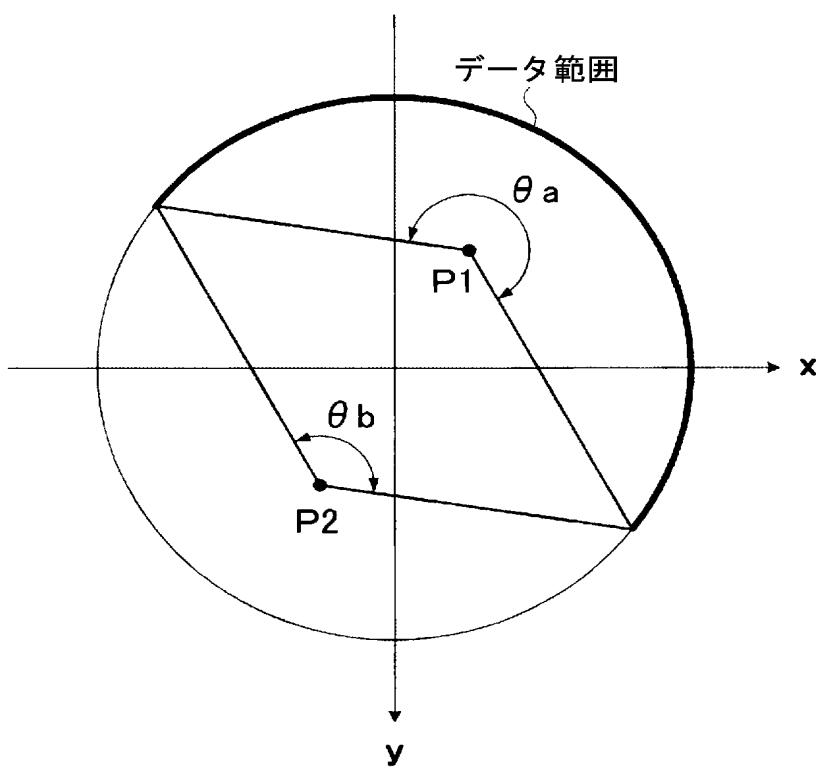
(b)



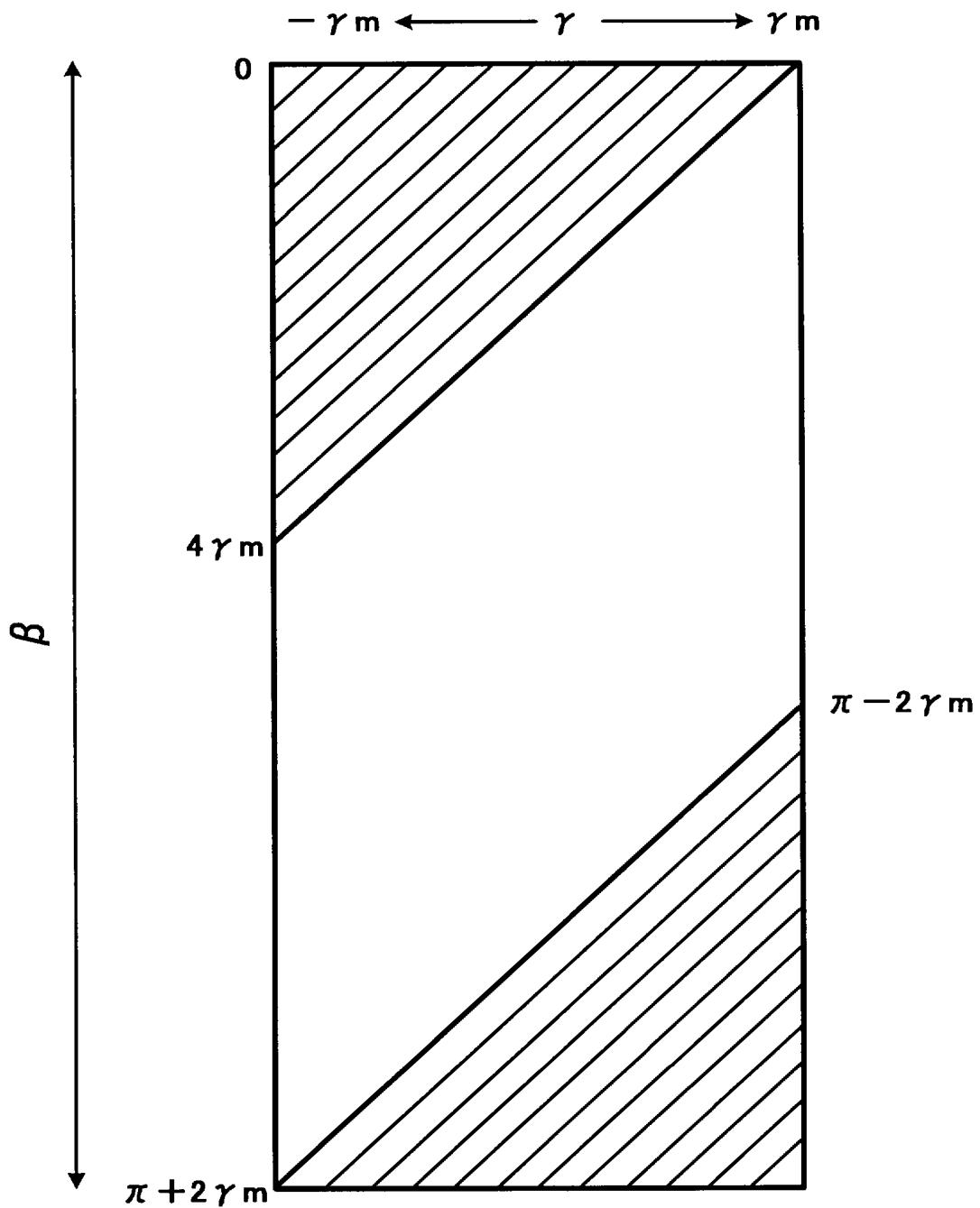
(c)



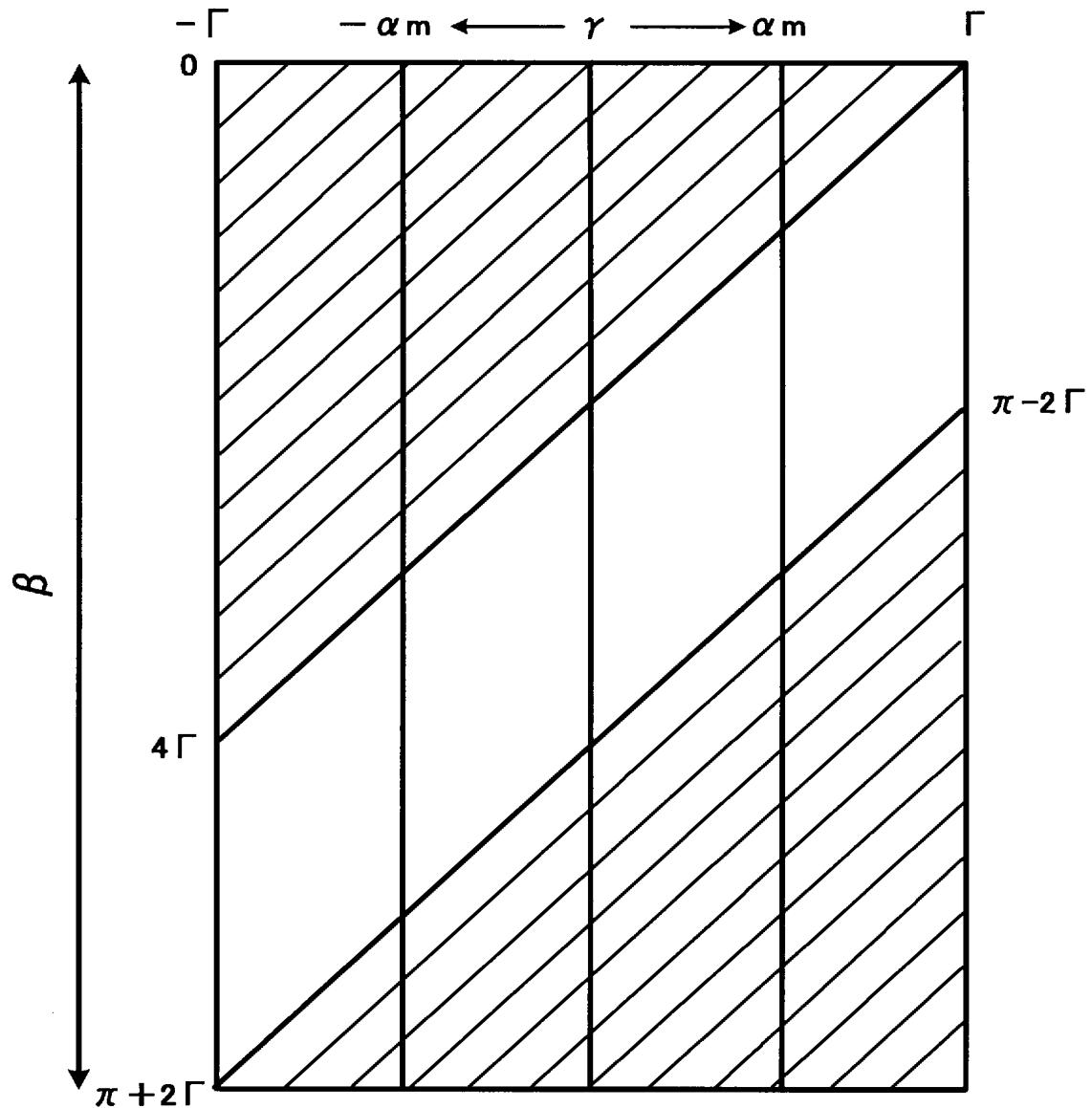
[図15]



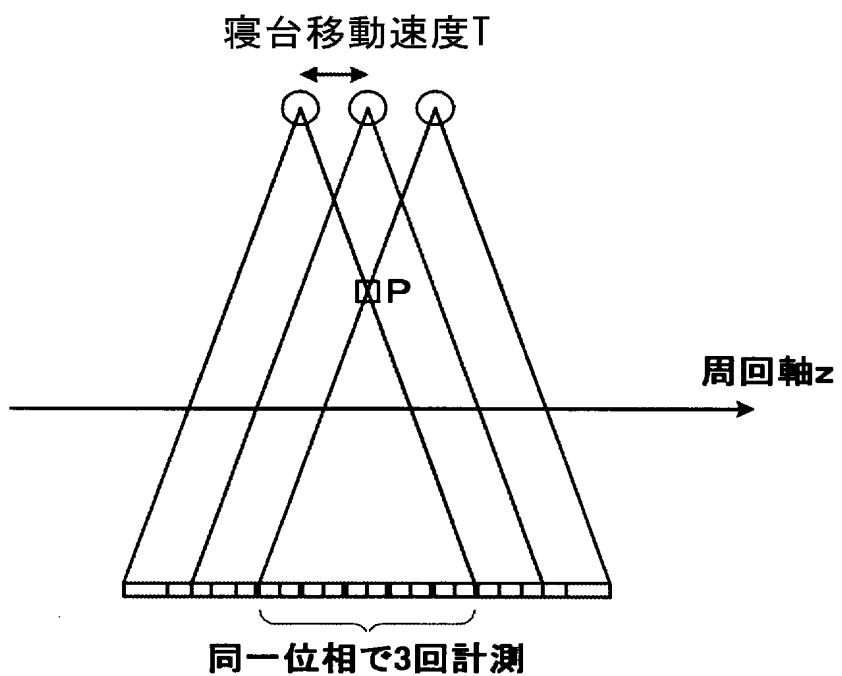
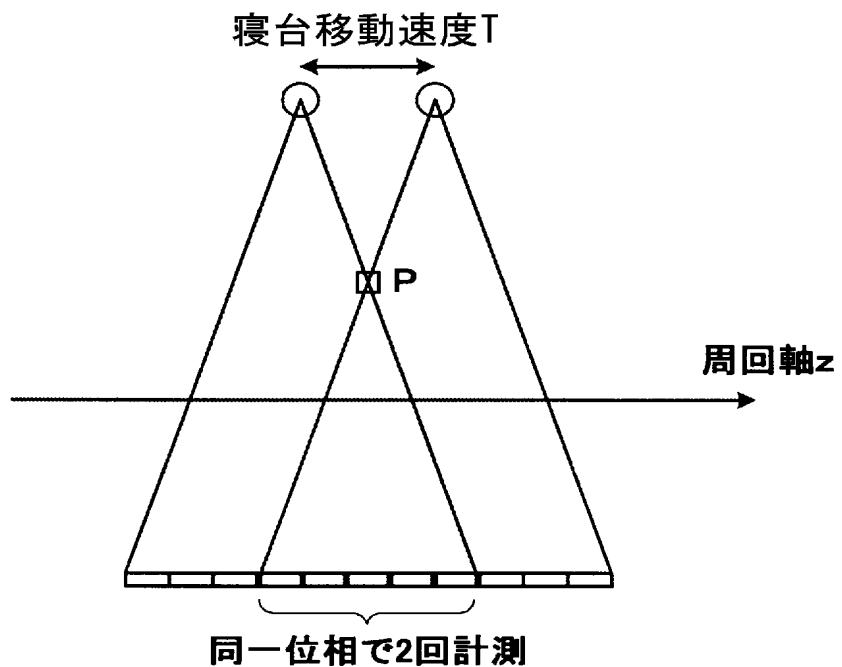
[図16]



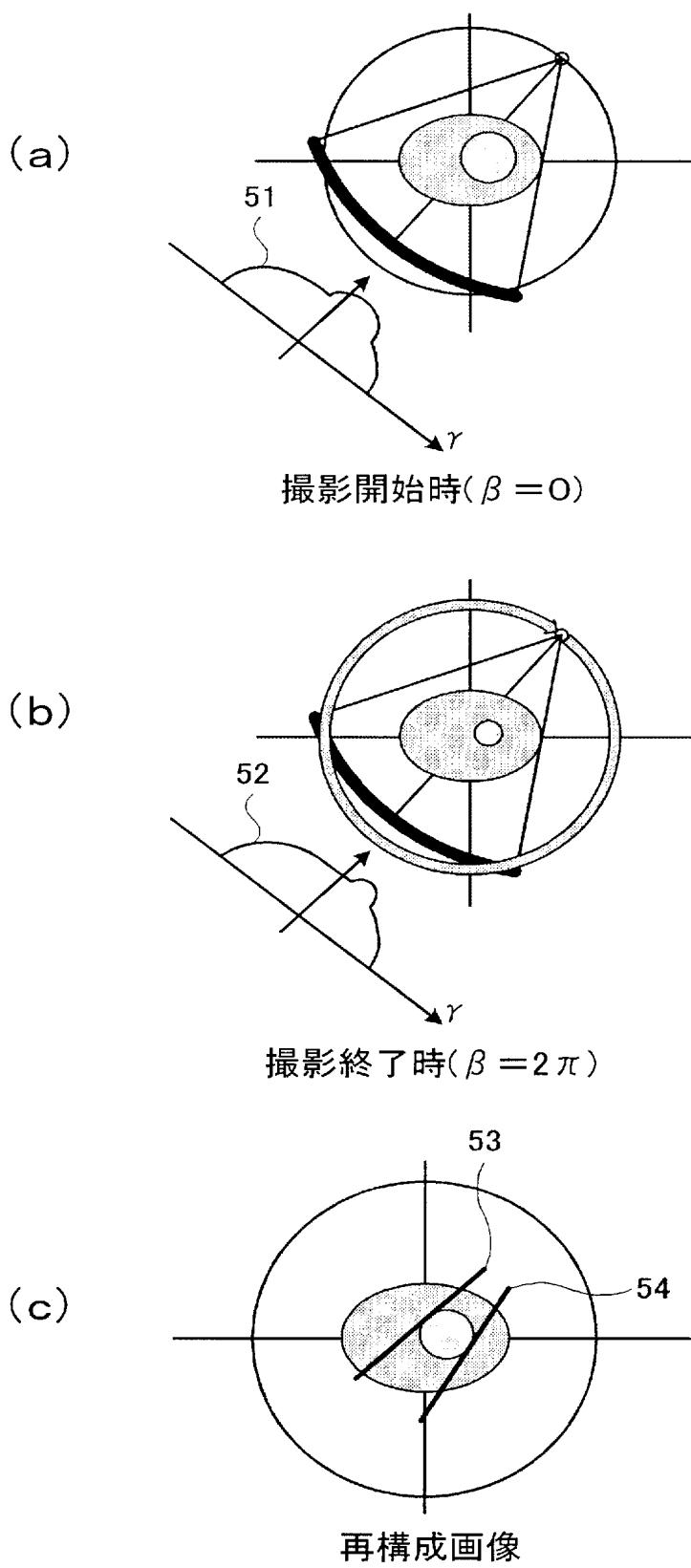
[図17]



[図18]



[図19]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/002264

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B6/03

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B6/00-6/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2005
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2005	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2005

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2001-299738 A (Toshiba Corp.), 30 October, 2001 (30.10.01), All pages; all drawings & US 006542570 B1	1-21
A	JP 8-280664 A (Hitachi Medical Corp.), 29 October, 1996 (29.10.96), All pages; all drawings & US 005668845 A1	1-21
A	JP 60-5127 A (General Electric Co.), 11 January, 1985 (11.01.85), All pages; all drawings & US 004580219 A1 & EP 000124015 A2 & IL 000071092 A0	1-21

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>
---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Date of the actual completion of the international search
15 April, 2005 (15.04.05)

Date of mailing of the international search report
10 May, 2005 (10.05.05)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/002264

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-78702 A (Hitachi Medical Corp.) , 19 March, 2002 (19.03.02) , All pages; all drawings (Family: none)	1-21

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl.⁷ A61B6/03

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl.⁷ A61B6/00-6/14

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2005年
日本国実用新案登録公報	1996-2005年
日本国登録実用新案公報	1994-2005年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2001-299738 A (株式会社東芝) 2001.10.30, 全頁、全図 & US 006542570 B1	1-21
A	JP 8-280664 A (株式会社日立メディコ) 1996.10.29, 全頁、全図 & US 005668845 A1	1-21
A	JP 60-5127 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー) 1985.01.11, 全頁、全図 & US 004580219 A1 & EP 000124015 A2 & IL 000071092 A0	1-21

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示す
もの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日
以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行
日若しくは他の特別な理由を確立するために引用す
る文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって
出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論
の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明
の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以
上の文献との、当業者にとって自明である組合せに
よって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

15. 04. 2005

国際調査報告の発送日

10. 5. 2005
2W 3410

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

右▲高▼ 孝幸

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2002-78702 A (株式会社日立メディコ) 2002.03.19, 全頁、全図 (ファミリーなし)	1-21